

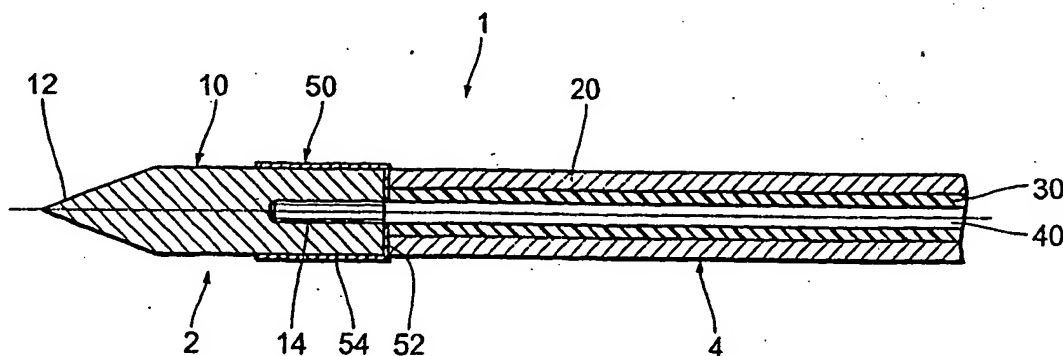


INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation 7 : A61B 18/14, 18/22		A2	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 00/36985
			(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 29. Juni 2000 (29.06.00)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP99/10079 (22) Internationales Anmeldedatum: 17. Dezember 1999 (17.12.99) (30) Prioritätsdaten: 198 58 599.3 18. Dezember 1998 (18.12.98) DE (71)(72) Anmelder und Erfinder: DESINGER, Kaj [DE/DE]; Rubensstr. 108, D-12157 Berlin (DE). (74) Anwalt: EISENFÜHR, SPEISER & PARTNER; Pacelliallee 43/45, D-14195 Berlin (DE).		(81) Bestimmungsstaaten: AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CU, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW, ARIPO Patent (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).  Veröffentlicht <i>Ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts.</i>	

(54) Title: ELECTRODE ASSEMBLY FOR A SURGICAL INSTRUMENT PROVIDED FOR CARRYING OUT AN ELECTROTHERMAL COAGULATION OF TISSUE

(54) Bezeichnung: ELEKTRODENANORDNUNG FÜR EIN CHIRURGISCHES INSTRUMENT ZUR ELEKTROTHERMISCHEN KOAGULATION IM GEWEBE



(57) Abstract

The invention relates to a surgical instrument which is provided for carrying out an electrothermal coagulation of tissue. The instrument contains a front cylinder which is situated at the distal end of the instrument and which has distal tip. The inventive instrument also comprises an oblong support and two interspaced cylindrical or strip-like electrodes which are situated at or on the support and which can be connected to a high frequency alternating current source.

(57) Zusammenfassung

Es wird ein chirurgisches Instrument zur elektrotischen Koagulation von Gewebe gegeben, welches enthält einen Frontzylinder am distalen Ende des Instruments mit einer distalen Spitze, einem länglichen Träger, zwei beabstandeten zylindrischen oder streifenförmigen Elektroden an oder auf dem Träger, die an eine HF-Wechselspannungsquelle anschließbar sind.

**LEDIGLICH ZUR INFORMATION**

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AL	Albanien	ES	Spanien	LS	Lesotho	SI	Slowenien
AM	Armenien	FI	Finnland	LT	Litauen	SK	Slowakei
AT	Österreich	FR	Frankreich	LU	Luxemburg	SN	Senegal
AU	Australien	GA	Gabun	LV	Lettland	SZ	Swasiland
AZ	Aserbaidsschan	GB	Vereinigtes Königreich	MC	Monaco	TD	Tschad
BA	Bosnien-Herzegowina	GE	Georgien	MD	Republik Moldau	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagaskar	TJ	Tadschikistan
BE	Belgien	GN	Guinea	MK	Die chemalige jugoslawische	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland		Republik Mazedonien	TR	Türkei
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	ML	Mali	TT	Trinidad und Tobago
BJ	Benin	IE	Irland	MN	Mongolei	UA	Ukraine
BR	Brasilien	IL	Israel	MR	Mauretanien	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Island	MW	Malawi	US	Vereinigte Staaten von
CA	Kanada	IT	Italien	MX	Mexiko		Amerika
CF	Zentralafrikanische Republik	JP	Japan	NE	Niger	UZ	Usbekistan
CG	Kongo	KE	Kenia	NL	Niederlande	VN	Vietnam
CH	Schweiz	KG	Kirgisistan	NO	Norwegen	YU	Jugoslawien
CI	Côte d'Ivoire	KP	Demokratische Volksrepublik	NZ	Neuseeland	ZW	Zimbabwe
CM	Kamerun		Korea	PL	Polen		
CN	China	KR	Republik Korea	PT	Portugal		
CU	Kuba	KZ	Kasachstan	RO	Rumänien		
CZ	Tschechische Republik	LC	St. Lucia	RU	Russische Föderation		
DE	Deutschland	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DK	Dänemark	LK	Sri Lanka	SE	Schweden		
EE	Estland	LR	Liberia	SG	Singapur		

**Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument  
zur elektrothermischen Koagulation im Gewebe**

Die Erfindung betrifft eine Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation von Gewebe, welches einen Frontzylinder am distalen Ende des Instrumentes mit einer distalen Spitze enthält, mit einem proximal an Frontzylinder anschließenden Träger, und mit zwei Elektroden, die an eine Wechselspannungsquelle anschließbar sind.

Die Anwendung hochfrequenter Wechselströme (beispielsweise im Frequenzbereich von 300 KHz bis 2 MHz) zur Erzeugung hoher Temperaturen zu Gewebekoagulation und zur Gewebetrennung zu verwenden ist in der Chirurgie seit langem bekannt. In der Praxis werden zur Einbringung des HF-Stromes in das Gewebe sogenannte mono-polare Elektrodenanordnungen oder bipolare Elektrodenanordnungen eingesetzt.

Bei den monopolaren Anordnungen wird eine Elektrode - auch als Neutralelektrode bezeichnet - als großflächige Elektrode in der Nähe des Behandlungsortes auf die Haut des Patienten angesetzt und dort fixiert und geerdet, bzw. mit Masse verbunden. Eine zweite vom Operateur gehandhabte Elektrode - auch als Aktiv-elektrode bezeichnet - ist mit der Wechselspannungsquelle verbunden. Die Elektrode ist in ihrer Form an die jeweilige Anwendung, insbesondere an die Größe des zu behandelnden Gewebebereiches so angepasst, dass sowohl die Operationsdauer als auch die thermische Belastung des betroffenen Organes bzw. Körperbereiches vertretbar sind und nur den gewünschten Gewebebereich koagulieren.

Bei Anordnungen zur bipolaren HF-Thermotherapie sind beide Elektroden mit einem HF-Generator verbunden und in miteinander festgelegte Abmessungen, beispielsweise auf einem isolierenden Träger angeordnet und werden vom Operateur in unmittelbarer Nähe der Behandlungsstelle platziert und in der Regel auch aktiv geführt.

Aus der WO 97/17009 ist eine bipolare Elektrodenanordnung mit einem Flüssigkeitskanal bekannt, über den Spülflüssigkeit in den Eingriffsbereich eingebracht werden kann. Zwei oder drei Elektroden sind als Konusabschnitt auf einer konusförmigen distalen Spitze des Instrumentes angeordnet, die in das Gewebe eingeführt werden kann, wobei das elektromagnetische HF-Feld sich zwischen den Elektroden ausbildet und das umgebene Gewebe koagulieren soll.

Aus der WO 96/34569 sowie den im zugehörigen internationalen Recherchenbericht genannten Dokumenten sind Systeme und Verfahren zur Koagulation von Körpergewebe unter Einhaltung einer vorberechneten maximalen Gewebstemperatur bekannt, bei denen während der eigentlichen Gewebskoagulation eine Fluidkühlung oder thermoelektrische Kühlung vorgesehen ist. Diese bekannten Anordnungen sind zur Einführung in Körperhöhlen über natürliche Zugänge gedacht.

Aus der US 4,832,048 sowie aus der WO 95/10320 der WO 99/11186 oder der

EP 96 945 879.3 und der WO98/19613 der WO96/18349 und der WO81/03272 sind weitere chirurgische Instrumente bekannt, die mittels einer bipolaren Elektrodenanordnung Gewebe mittels HF-Thermotherapie behandeln.

Die bekannten chirurgischen Instrumente zur bipolaren HF-Thermotherapie sind oftmals aufwendig in der Herstellung, und sie besitzen für die verschiedenen Anwendungsgebiete oftmals Nachteile, die oftmals zu einer lokal ungenauen Gewebebehandlung führen, die insbesondere das zu behandelnde Gewebe teilweise nicht erreicht, bzw. gutartiges Gewebe thermisch überlastet.

Aufgabe der Erfindung ist es daher, eine Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument der eingangs genannten Art derart weiterzubilden, dass es einfach herstellbar und einsetzbar ist und eine präzise lokalisierbare Behandlung des Gewebes - bei gleichzeitiger Schonung des umgebenden gesunden Gewebes - ermöglicht.

Diese Aufgabe wird gelöst durch eine Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation von Gewebe, enthaltend einen elektrisch leitenden Frontzylinder am distalen Ende des Instruments, mit einer distalen Spitze, und mit einer zylindrischen ersten Elektrode, einen proximal an den Frontzylinder anschließenden rohrförmigen Außenleiter mit einer zylindrischen zweiten Elektrode, ein Isolatorelement zwischen dem Frontzylinder und dem Außenleiter, wobei die Elektroden an eine Wechselspannungsquelle anschließbar sind, gekennzeichnet durch einen stabförmigen Innenleiter in dem Außenleiter und einen Isolationsschlauch zwischen dem Innenleiter und dem Außenleiter.

Die Vorteile der Erfindung liegen insbesondere darin, dass die Elektrodenanordnung Gerät besonders einfach aufgebaut ist, wobei nämlich der Frontzylinder eine Elektrode bildet, und dass der Ximal über ein Isolatorelement isolierte, anschließende Außenleiter die zweite Elektrode bildet, so dass die Wechselspannungsquelle über den stabförmigen Innenleiter, der durch einen Isolationsschlauchaußenleiter

getrennt ist, an den Frontzylinder und von außen direkt an den Außenleiter anschließbar ist.

Das Isolationselement besitzt zwischen dem Frontzylinder und dem Außenleiter eine radiale Trennwand, die außen in eine zylindrische Hüllwand übergeht, welche den Frontzylinder und/oder den Außenleiter eng anliegend über einen vorgegebenen axialen Längsabschnitt umgibt. Der Innenleiter ist durch diese Trennwand des Isolationselementes hindurch mit dem Frontzylinder verbindbar. Bevorzugt wird zwischen Frontzylinder und dem Innenleiter eine lösbare Schraubverbindung verwirklicht, bei der der Innenleiter an seinem distalen Ende ein Außengewinde trägt, welches mit einem entsprechenden axialen Innengewinde im Frontzylinder verschraubbar ist. Die Vorteile dieser Ausführungsform liegen insbesondere darin, dass das becherartige Isolatorelement als eine Isolationsschicht direkt auf den metallischen Frontzylinder und/oder den metallischen Außenleiter so aufgebracht werden kann, dass die Trennfläche zwischen Frontzylinder und Außenleiter und ein sich hieran axial anschließender Längsabschnitt der Außenfläche eine Beschichtung mit einem Isolatormaterial aufweist. Eine derartige Beschichtung lässt sich beispielsweise erfindungsgemäß durch Eloxieren der betreffenden Flächen im Elektrolytbad realisieren, wenn Frontzylinder und/oder Außenleiter bei einem eloxierbaren Metall, beispielsweise Titan oder Aluminium bestehen.

Je nach Einsatzzweck lässt sich die Elektrodenanordnung für ein Instrument flexibel ausbilden, so dass dann Innenleiter, Außenleiter, der Isolationsschlauch und ggf. auch das Isolationselement aus einem elastischen Material bestehen. Bei einem derartigen flexiblen chirurgischen Instrument lässt sich die bipolare Elektrodenanordnung unter Umständen leichter an den speziellen Behandlungsort verbringen. Alternativ lassen sich jedoch auch Innenleiter und Außenleiter starr und geradlinig ausbilden, wobei dann Frontzylinder und Außenleiter coaxial zueinander fluchtend angeordnet sind und dann durch eine geradlinige Translationsbewegung an den Behandlungsort verbracht werden können. Bei bestimmten Behandlungsorten kann es auch besonders vorteilhaft sein, das Instrument in Längsrichtung abzuwinkeln.

In allen Ausführungsformen besitzt der Außenleiter und der Frontzylinder im wesentlichen denselben Außendurchmesser, um eine behinderungsfreie Gleitbewegung der Elektrodenanordnung im Gewebe zu realisieren.

Bevorzugt bildet der Frontzylinder über seinen axialen Längenabschnitt, welcher nicht vom Isolationselement bedeckt ist, die erste Elektrode und der Außenleiter bildet über den vollen axialen Längenabschnitt, soweit dieser nicht vom Isolationselement bedeckt ist, die zweite zylindrische Elektrode. Die axiale Länge der Elektroden ist bevorzugt größer als die axiale Länge des Isolationselementes und auch größer als der Außendurchmesser des Frontzylinders und des Außenleiters. Bevorzugt beträgt die Länge des Außenleiters ein Mehrfaches der Länge des Frontzylinders. Wenn bei dieser Ausführungsform das an die Außenfläche des Instrumentes angrenzende Gewebe koaguliert ist und dadurch hochohmig wird, so kann sich bei dieser Ausführungsform der Erfindung das elektromagnetische Feld nach außen in angrenzende Gewebebereich hin verlagern, weil eine entsprechend lange zweite Elektrode vorhanden ist, so dass das elektromagnetische Feld, wenn an die Außenfläche angrenzend das Gewebe hochohmig geworden ist, radial nach außen wandern kann und dabei immer noch auf der zweiten Elektrode endet. Bei dieser Ausführungsform ist es also möglich, eine definiert in das Gewebe hineinwandernde Koagulation zu realisieren, die zum Ende kommt, wenn sich das Feld von der ersten Elektrode bis zum proximalen Ende der zweiten Elektrode erstreckt.

Umgekehrt hat sich gezeigt, dass der Beginn der Koagulation dann optimal ist, wenn die beiden Elektroden voneinander einen relativ geringen axialen Abstand voneinander besitzen, der in etwa die Größenordnung des Außendurchmessers aufweist oder nur geringfügig größer ist.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist der Innenleiter und der Frontzylinder mit einem zentralen Hohlkanal versehen, der aus der distalen Spitze des Frontzylinders austritt und einen Lichtwellenleiter enthält, der mit sichtbarem

Laserlicht beaufschlagbar ist. Auf diese Weise kann Licht an die Spitze des Applikators geleitet werden. Wenn dann beispielsweise dieser Applikator in dünnwandige Körperbereiche, beispielsweise in der Nasenmuschel zur Therapie der Concha-Hyperplasie eingesetzt wird, so ermöglicht das an der Spitze austretende Licht eine Ortung der Position der Spitze in der Nasenmuschel mit dem bloßen Auge des behandelnden Arztes. Der Arzt kann daher jederzeit erkennen, wo die Spitze der Elektrodenanordnung in der Nasenmuschel sich befindet. Das bisher beschriebene chirurgische Instrument eignet sich für einen dynamischen Einsatz, d.h. es wird beispielsweise in die vergrößerte Nasenmuschel eingestochen und bei aktivierter HF-Leistung dann aus der Nasenmuschel herausgezogen, wodurch eine schlauchförmige Koagulationszone entsteht, die sich um den Weg der Elektrodenanordnung herum gebildet hat.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung sind Frontzylinder, der mit dem Innenleiter in der elektrischen Verbindung steht, und der Außenleiter durch einen isolierenden Ringkörper voneinander getrennt. Bevorzugt ist der isolierende Ringkörper aus lichtdurchlässigem oder teilweise lichtdurchlässigem Material hergestellt, und in dem Ringkörper wird eine Lichtquelle angeordnet, welche ihr Licht durch den Ringkörper hindurch - bevorzugt als Streulicht - nach außen abgibt. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform dieses Instrumentes besitzt der Innenleiter einen Hohlkanal, der in den isolierenden Ringkörper endet und einen Lichtwellenleiter aufnimmt. Der Innenleiter ist im Bereich des Ringkörpers radial bis in den Faserkern des Lichtwellenleiters hinein mit Einschnitten versehen, so dass Licht radial an diesen Einschnitten aus dem Lichtwellenleiter austritt und durch Ringkörper hindurch diejenige Zone der bipolaren Elektrodenanordnung für den behandelnden Arzt sichtbar macht, welche zwischen den beiden Elektroden liegt, in der also die Koagulation des Gewebes jeweils erfolgt. Bei dünnwandigem Körper sieht der behandelnde Arzt also unmittelbar mit seinem Auge stets diejenige Stelle, an der koaguliert wird. Es ist dadurch eine besonders genaue lokale Behandlung des Gewebes möglich. Die Spitze des Frontzylinders läßt sich je nach Bedarf kegelförmig oder keilförmig ausbilden.



Die Aufgabe wird ferner gelöst durch eine Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation von Gewebe, enthaltend einen Frontzylinder am distalen Ende des Instruments mit einer distalen Spitze, einen proximal an den Frontzylinder anschließenden länglichen, elektrisch isolierenden Träger, mindestens zwei beabstandete Elektroden auf dem Träger, die an eine Wechselspannungsquelle anschließbar sind, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden streifenförmig ausgebildet sind und entlang des Trägers verlaufen.

Die Vorteile der Erfindung liegen insbesondere in dem einfachen Aufbau und den streifenförmig entlang des Trägers verlaufenden Elektroden. Insbesondere wenn die beiden Elektroden parallel zur Längsachse des Trägers verlaufen, eignet sich diese Elektrodenanordnung zur Therapie der Concha-Hyperplasie. Der Applikator, d.h. die Elektrodenanordnung wird dabei statisch eingesetzt, d.h. die Elektrodenanordnung wird in die vergrößerte Nasenmuschel eingestochen und verbleibt bei aktiver HF-Leistung fest in einer Position. Durch die spezielle Elektrodenkonfiguration entsteht dabei die gewünschte schlauchförmige Koagulationszone ohne dass der Applikator im Gewebe bewegt werden muss. Ein Vorteil ist weiterhin der besonders einfache Aufbau, der es ermöglicht, dass der Anschluss des HF-Generator am proximalen Ende des Trägers unmittelbar - von außen - an die Elektroden erfolgen kann.

Wenn sich die Elektroden parallel zu Längsachse des Trägers erstrecken und - beispielsweise - einander metral auf dem bevorzugt kreisförmigen Trägerquerschnitt einander gegenüberliegen, so entstehen zwei in Längsrichtung verlaufende Koagulationszonen jeweils zwischen den beiden Elektroden. Werden dagegen die Elektroden auf dem Träger längs beabstandeter Schraubenlinien aufgebracht, so wird eine entsprechend schraubenlinienförmige Zone des Gewebes behandelt und koaguliert. Bei zusätzlicher axialer Bewegung der Elektrodenanordnung entsteht dann ein kreisförmiger koagulierter Hüllkanal um den Träger herum.

Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist der Träger als Metallrohr ausgebildet, die eine außenliegende Isolierschicht trägt, auf welchem

die streifenförmigen Elektroden aufgebracht sind. Wird als Metallrohr ein Metall verwendet, welches sich im Elektrolysebad anodisch oxidieren läßt, beispielsweise also Titan oder Aluminium, so ist die Herstellung des isolierenden Trägers besonders einfach, wenn nämlich die Außenfläche des Trägers zu einer Schicht aus Titanoxid oder Aluminiumoxid elektrolytisch eloxiert wird. Auch bei dieser Ausführungsform läßt sich durch einen Hohlkanal, der durch den Träger axial hindurchläuft an der Spitze des Frontzylinders austritt, ein Lichtwellenleiter hindurchziehen, der dem Operateur - bei entsprechend dünnwandigem Gewebe - oder bei einer Behandlung kurz unterhalb der Haut, die Position der Spitze des Frontzylinders sichtbar macht, wodurch der Operateur das Gerät zielgerichtet führen kann. Der Lichtwellenleiter läßt sich zum Beispiel mit sichtbarem Laserlicht beaufschlagen. Die distale Spitze des Frontzylinders ist vorteilhafterweise entweder kegelförmig oder keilförmig ausgebildet, und die Elektroden sind als dünne leitende Metallschichten auf den Träger aufgebracht.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung läßt sich der Träger aus flexiblem Material herstellen, auf dem die streifenförmigen Elektroden sitzen. Als Träger läßt sich beispielsweise ein Lichtwellenleiter verwenden, auf dessen isolierendem Außenmantel die Elektroden streifenförmig und elastisch aufgebracht sind. Die Elektrodenanordnung läßt sich dann einfacher durch Körperöffnungen hindurch an den Behandlungsort einführen.

Auch bei dieser Ausführungsform ist die axiale Länge der Elektroden bevorzugt größer als der Außendurchmesser von Frontzylinder und -träger, die beide bevorzugt denselben Außendurchmesser aufweisen, um eine einfache, gleitende Einführung der Elektrodenanordnung in das Gewebe zu ermöglichen.

Die Aufgabe wird ferner gelöst durch eine Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation im Gewebe, enthaltend einen Frontzylinder aus Metall oder Isoliermaterial am distalen Ende des Instrumentes, der Frontzylinder frontal spitz oder abgerundet ist, einen proximal an

den Frontzylinder anschließenden länglichen Träger, zwei in Längsrichtung des Trägers verlaufende Elektroden, die an eine Wechselspannungsquelle anschließbar sind, dadurch gekennzeichnet, dass der Träger außen liegende, selbsttragende und in Längsrichtung verlaufende metallische Stabprofile enthält, welche mittels eines oder mehrerer isolierender Abstandselemente miteinander verbunden sind und die Elektroden bilden.

Die Vorteile ist der letztgenannten Ausführungsform der Erfindung liegen insbesondere darin, dass die Elektroden in Längsrichtung des Trägers verlaufen und selbsttragende metallische Stabprofile sind, die den Träger bilden, wodurch bei der Herstellung der Elektrodenanordnung Herstellungsschritte entfallen können. besonders bevorzugt ist bzw. sind die zwischen den Elektroden liegenden isolierenden Abstandselemente Lichtwellenleiter, die in Längsrichtung zwischen den Stabprofilen geführt werden und Licht an die distale Spitze des Instrumentes abgeben, damit der Operateur die Position der Instrumentenspitze jederzeit sichtbar orten kann, wenn das Instrument in dünnwandigen Körperteilen eingesetzt wird. Besonders bevorzugt lassen sich die außenliegenden, sichtbaren Lichtwellenleiter auch mit radialen Einschliffen versehen, die bewirken, dass Licht an diesen Stellen auch radial austritt. Dadurch wird dem Operateur angezeigt, über welche axiale Strecke hinweg das Instrument - bei aktivierter HF-Energie auch Gewebe koaguliert. Der Querschnitt der Stabprofile entspricht zusammengefasst bevorzugt eine Kreisfläche, alternativ kann der Querschnitt der Stabprofile auch als Umfangsabschnitt eines Rohres ausgebildet sein, wobei dann die Stabprofile beispielsweise bevorzugt einander gegenüberliegt auf dem Außenmantel eines Lichtwellenleiters befestigt sind und auf diese Weise einen starren Träger mit außenliegenden, in Längsrichtung streifenförmigen Elektroden bilden.

Die Aufgabe wird ferner gelöst durch eine Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation im Gewebe, enthaltend einen Frontzylinder aus Metall oder Isoliermaterial am distalen Ende des Instrumentes, wobei der Frontzylinder frontal spitz oder abgerundet ist, einen

proximal an den Frontzylinder anschließenden länglichen Träger, zwei in Längsrichtung des Trägers verlaufende Elektroden, die an eine Wechselspannungsquelle anschließbar sind, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden (2, 4) zylinderförmige Rohrabschnitte (82, 84) aus Metall sind, welche in vorgegebenem Abstand voneinander in Längsrichtung mit dem Träger axial fluchtend angeordnet sind.

Gemäß dieser bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist die erste Elektrode als selbsttragender Rohrabschnitt ausbildbar, der zwischen dem Frontzylinder und einem isolierenden rohrförmigen ersten Träger sitzt, und die zweite Elektrode ist ebenfalls als selbsttragender Rohrabschnitt ausbildbar, der zwischen dem ersten Träger und einem zweiten rohrförmigen Träger angeordnet ist, wobei die Endabschnitte der Elektroden auf dem Frontzylinder, dem ersten und dem zweiten Träger über einen vorgegebenen Längenabschnitt aufliegt. Alternativ ist es auch möglich, dass die zweite Elektrode sich bis zum proximalen Endabschnitt erstreckt. Besonders bevorzugt sind bei dieser Ausführungsform die Längenabschnitte der Elektroden, die auf dem ersten und/oder dem zweiten Träger aufliegen, mit einer Isolierschicht bedeckt sind. Außerdem ist innerhalb des Hohlkanals ein Spülschlauch vorgesehen, der vom proximalen Ende des Instrumentes bis zum Frontzylinder, also auch durch die Rohrabschnitte, welche die Elektroden bilden, hindurchläuft um sich bis zum Frontzylinder hin erstreckt und Flüssigkeit am distalen Ende in den Hohlkanal abgibt, in welchem die Flüssigkeit - in Kontakt mit den Elektroden - zum proximalen Ende des Instrumentes zurückströmt.

Durch die Kühlung der Elektrodenflächen mittels einer Spülflüssigkeit wird der sogenannte "Hot-Spot" der Koagulation etwa zwei bis drei Millimeter von der Instrumentenoberfläche in das Gewebe hineinverlagert. Durch die Kühlung wird gewährleistet, dass die Gewebe-Elektroden-Kontaktfläche immer unter einer vorgegebenen Temperatur gehalten wird und daher nicht so stark austrocknet, so dass auch der Energieeintrag in das angrenzende Gewebe über einen längeren Zeitraum gewährleistet ist. Ganz besonders vorteilhaft ist es dabei, dass die

Längenabschnitte der Elektroden, die auf dem isolierenden Trägern - oder in einer speziellen Ausführungsform auch auf den als Isolierkörper ausgebildeten Frontzylinder - aufliegen und daher von der Kühlflüssigkeit nicht direkt gekühlt werden, mit einer Isolierschicht bedeckt sind. Dadurch werden diese weniger gekühlten Längenabschnitte, die sich folglich stärker erhitzen als die gekühlten Elektrodenabschnitte, von dem Isolator abgedeckt und kommen deshalb mit dem angrenzenden Gewebe nur über die vergleichsweise kühlere Isolatorschicht in Kontakt. Die Abdeckung der von der Spülflüssigkeit nicht gekühlten Endabschnitte der Elektroden durch Isolierschichten hat somit zur Folge, dass das angrenzende Gewebe auch in diesen Längenabschnitten nicht zu heiß wird und damit austrocknet.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird ein selbsttragendes Metallrohr zwischen dem Frontzylinder und dem Träger vorgesehen. Ein distaler Rohrabschnitt des Metallrohres dient als erste Elektrode, ein daran angrenzender proximaler Rohrabschnitt ist mit einer zylindrischen Isolierschicht umgeben und trägt auf dieser Isolierschicht eine Metallschicht, welche als zweite Elektrode dient. Alternativ lässt sich auch der proximale Rohrabschnitt als zweite Elektrode heranziehen, und auf dem distalen Rohrabschnitt wird dann eine zylindrische Isolierschicht aufgebracht, die mit einer Metallschicht beschichtet wird, wobei diese distale Metallschicht dann als erste Elektrode dient.

Diese Ausführungsform der Erfindung besitzt den Vorteil, dass eine einfache Herstellbarkeit und Montage der bipolaren Elektrodenanordnung gegeben ist. Dies gilt insbesondere dann, wenn als Metall ein eloxierbares Material, beispielsweise Titan oder Aluminium verwendet wird, und die auf dem Rohrabschnitt aufgebrachte zylindrische Isolierschicht durch anodische Oxidation (eloxieren) der Metalloberfläche erzeugt wird, wobei die darauf abgelegte Metallschicht beispielsweise durch Aufdampfen oder elektrolytische Beschichtung erzeugt werden kann. Bei dieser Ausführungsform weist der Träger einen Hohlkanal auf, der sich in einen Hohlkanal durch das metallische Rohr fortsetzt. Die Anschlussleitungen für die Elektroden verlaufen von den Elektroden durch den Hohlkanal bis zum proximalen Ende des

Instrumentes. Gemäß der Erfindung ist auch bei dieser bevorzugten Ausführungsform ein Spülschlauch durch den Hohlkanal hindurchgeführt, der sich bis zum Frontzylinder erstreckt und Kühlflüssigkeit am distalen Ende in den Hohlkanal abgibt.

Vorteilhafterweise ist in Verlängerung des Hohlkanals des Trägers im Frontzylinder eine Ausnehmung vorgesehen, in der sich ein Temperatursensor befindet, dessen Anschlussleitung durch den Hohlkanal zum proximalen Ende des Instrumentes geführt ist. Dadurch es möglich - beispielsweise zur Therapie der benignen Prostatahyperplasie einen Temperatursensor oder Thermistor in die Spitze des Frontzylinders zu setzen, der zur Messung der Gewebetemperatur eingesetzt werden kann. Bevorzugt ist der Träger aus einem flexiblen isolierenden Schlauch oder Rohr gebildet, und die Elektroden sind zylinderförmige selbsttragende Rohrabschnitte aus Metall, die in vorgegebenem Abstand auf dem Träger befestigt sind. Auch bei dieser Ausführungsform der Erfindung entspricht der Außendurchmesser des Frontzylinders dem Außendurchmesser der Elektroden und die axiale Länge der Elektroden ist größer als der Durchmesser, der axiale Abstand der beiden Elektroden voneinander ist etwa gleich oder kleiner als ihr Außendurchmesser. Es hat sich gezeigt, dass bei dieser Dimensionierung das elektrische Feld, welches die Koagulation des Gewebes bewirkt, ausreichend stark erzeugt werden kann und auch - nachdem das an die Außenfläche angrenzende Gewebe koaguliert ist - ausreichend weit sich in das Gewebe hinein ausbreiten kann, so dass eine vorteilhafte große Koagulationszone realisiert wird.

Der Temperatursensor in der Ausnehmung des Frontzylinders ist bevorzugt in Kunstharz oder in ein Kleberbett eingebettet, welches die Temperatur des metallischen Frontzylinders gut leitend an den Temperatursensor abgibt. Der Außendurchmesser der Elektroden und der Außendurchmesser des Frontzylinders sind identisch, und der Zwischenraum zwischen den Elektroden wird von Isoliermaterial ausgefüllt, damit auch dieser Längenabschnitt den ansonsten vorliegenden Außendurchmesser aufweist. Dadurch ist ein uniformer Querschnitt

über der distalen Spitze bis zum proximalen Ende der zweiten Elektrode realisiert, wogegen der flexible Träger im Anschluss hieran einen reduzierteren Außendurchmesser aufweisen kann. Die Konstanz des Außendurchmessers im Bereich des Frontzylinders und der Elektroden hat zur Folge, dass sich das Instrument leicht, insbesondere ohne Hindernisse, in das Gewebe einführen lässt.

Die Aufgabe wird außerdem gelöst durch eine Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation von Gewebe, enthaltend einen Frontzylinder aus Metall am distalen Ende des Instruments, einen proximal an den Zylinder anschließenden länglichen, zylindrischen Träger aus Isoliermaterial, zwei beabstandete zylindrische Elektroden, dadurch gekennzeichnet, dass der metallische Frontzylinder am distalen Ende abgerundet und im Anschluss an den runden Endabschnitt einen Zylinderabschnitt vorgegebener Länge aufweist, dass der Frontzylinder die erste Elektrode bildet, und dass auf dem Träger in vorgegebenem axialen Abstand von dem Frontzylinder eine Metallschicht als zweite Elektrode aufgebracht ist.

Durch den Träger verläuft in dieser bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ein Hohlkanal, der sich bis in den Frontzylinder hinein fortsetzt und einen Spülschlauch aufnimmt, der an seinem distalen Ende Spülflüssigkeit abgibt, die an der Innenwand des Frontzylinders entlang und schließlich zwischen Träger und dem Spülschlauch zum proximalen Ende zurückströmt.

Der Frontzylinder ist mit seinem proximalen Ende in einer ringförmigen Ausnehmung des Trägers befestigbar und der Überlappungsbereich zwischen Träger und Frontzylinder weist außen eine Oxidschicht auf dem metallischen Frontzylinder auf, die verhindert, dass das an dieser Stelle ungekühlte Metall des Frontzylinders überhitzt mit dem angrenzenden Gewebe in Kontakt kommt.

Der Träger lässt sich sowohl flexibel als auch starr ausbilden, und da der Frontzylinder aus metallischem Material gebildet ist, ermöglicht es dieses Instrument

- aufgrund der aktiven Spitze - Randtumore zu behandeln, die unmittelbar vor dem abgerundeten Frontzylinder liegen. Voraussetzung für eine vorteilhafte Funktion dieser Elektrodenanordnung ist es, dass die Wärmeabfuhr durch den Kühlkreislauf bei beiden Elektroden möglichst gleich ist. Dies wird erreicht, wenn die mittlere Stromdichte auf der ersten, d.h. distalen Elektrode größer oder gleich der Stromdichte auf der zweiten, proximalen Elektrode ist. Diese Bedingung ist dann erfüllt, wenn die Oberfläche  $A_1$  der ersten Elektrode kleiner oder gleich der Oberfläche  $A_2$  der zweiten Elektrode ist. Sofern auch der Flächenanteil des runden Endabschnittes - mit seinem Radius  $R$  - berücksichtigt wird, so ergibt sich für die Längen  $L_1$ ,  $L_2$  der ersten und zweiten Elektrode folgendes Verhältnis:  $L_1 + R \leq L_2$ . Wenn sehr große Längen  $L_2$  der zweiten Elektrode realisiert werden sollen und trotzdem die Flexibilität des Applikators erhalten bleiben soll, kann die zweite Elektrode durch Beschichten des flexiblen Trägers mit einer Metallschicht aufgebaut werden.

Die Aufgabe wird ferner gelöst durch eine Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation von Gewebe enthaltend: einen länglichen, zylindrischen Träger aus einem Metallrohr oder Metallstab, zwei beabstandete zylindrische Elektroden auf dem Träger, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Elektrode ein distaler Abschnitt des Trägers ist, dass auf einem axial daran angrenzenden Abschnitt eine Isolierschicht auf den Träger aufgebracht ist, und dass auf der Isolierschicht in vorgegebenem axialen Abstand von der ersten Elektrode eine zylindrische Metallschicht als zweite Elektrode angeordnet ist.

Bei dieser Ausführungsform der Erfindung wird der Frontzylinder und der Träger als einstückiges Metallrohr oder Metallstab verwirklicht, dessen distales Ende angespitzt ist. Ein distaler Abschnitt des Metallrohres oder Metallstabes bildet die erste Elektrode. Daran angrenzend wird eine Isolierschicht auf den Träger aufgebracht, und im proximalen Bereich dieser Isolierschicht wird dann eine zylindrische Metallschicht auf die Isolierschicht abgelegt und bildet die zweite, zylindrische Elektrode. Die Isolierschicht lässt sich durch einen Kunststoffschlauch



verwirklichen, auf den - als zweite Elektrode - eine Metallbeschichtung aufgebracht ist. Der metallische Träger mit distaler Spitze stellt eine bipolare Elektrodenanordnung in Form einer Kanüle oder Nadel dar und eignet sich besonders zur Therapie von erweiterten Endgefäßen wie z.B. Besenreiservarizen. Die Elektrodenanordnung wird mit ihrer Spitze in Längsrichtung in das erweiterte Gefäß eingestochen. Bei Aktivierung der HF-Leistung koaguliert das Blut und die Gefäßwand primär um die erste Elektrode. Dabei zieht sich das Gefäß zusammen, so dass ein Verschluss erzielt wird, mit der Folge, dass dann kein Blut mehr in das Gefäß fließen kann, wodurch dieses nicht mehr durch die Haut zu erkennen ist und der gewünschte kosmetische Effekt erzielt wird.

Besonders vorteilhaft werden Isolatorschichten, die bei den bipolaren Elektrodenanordnungen Verwendung finden, aus Keramikmaterial eingesetzt. Der Vorteil dieses Materials ist, dass es eine hohe mechanische Festigkeit bietet und mittels einer elektrolytischen Anodisierung (Eloxierung) beispielsweise auf Titan in Form von Titanoxid, oder bei Aluminium in Form von Aluminiumoxid in einfacher Weise erzeugen lässt. Die Schichtdicke hängt ab von der bei der Elektrolyse eingesetzten elektrischen Spannung. Statt Titan eignen sich auch verschiedene Titanlegierungen als Ausgangsmaterial, auf den durch anodisches Oxidieren die Keramikschicht erzeugt wird. Um eine derartige vollständige oder partielle Beschichtung von Titan oder geeigneten Titanlegierungen oder Aluminium vorzunehmen, wird zuerst der entsprechende Metallkörper chemisch vorgereinigt, um fettfreie und oxidfreie Oberflächen zu erhalten. Im Anschluss daran werden die nicht zu beschichtenden Stellen maskiert. Die Maskierung kann durch spezielle Lacke oder Schichten aber auch durch Schrumpfschläuche verwirklicht werden. Zur anodischen Aufbringung einer keramischen Schicht ist das Ausgangsmaterial, also Titan, Titanlegierungen oder Aluminium, elektrisch zu kontaktieren und als Anode mit Spannung zu beaufschlagen.

Um beispielsweise - auf der Basis von Titan als Ausgangsmaterial - eine Titanoxid-Keramikschicht aufzubringen, sind folgende Maßnahmen zu treffen: Um das Titan

an seiner Oberfläche in seine Ionenphase zu überführen, ist eine entsprechend molare Säure in wässriger Lösung einzusetzen. Die in Frage kommenden molaren Lösungen liegen zwischen 0,1 bis 1 Molar  $\text{H}_2\text{SO}_4$  (Schwefelsäure) bzw.  $\text{H}_3\text{PO}_4$  (Phosphorsäure). Durch anlegen einer entsprechenden Gleichspannung scheidet sich an der Anode, der hier zu beschichtenden Titanelektrode, Sauerstoff ab und verbindet sich mit der ionisierten Titanoberfläche und bildet sich zu Titanoxid um. Die einzusetzenden Gleichspannungen und Ströme liegen je nach Schichtdicke zwischen 10V und 500V bei maximalen Strömen von 1 A. Dadurch durchläuft der Oxidationsprozess mehrere Oxidationsstufen (Titanoxide) je nach Länge des Prozesses. Die mit diesen Verfahren zu erzielenden Schichtdicken liegen in der Größenordnung von 20 bis 30  $\mu\text{m}$ . Mit Hilfe der über die Interferenzfarben darzustellenden Schichtdicken wird durch die unterschiedliche Lichtbrechung an der Grenzfläche zum Metall (die Oxidschicht ist transparent) diese proportional über ein Farbspektrum darstellbar. Mit dieser Methode lassen sich spezielle paramagnetische Elektroden aus Titan - oder Titanlegierungen wie  $\text{TiAl}_6\text{V}_4$  - effizient mit einer dielektrischen Keramikschicht variabel hinsichtlich Schichtdicke und/oder Farbe versehen.

Neben den guten dielektrischen Eigenschaften der auf diese Weise erzeugten Keramikschichten sind auch die tribologischen Eigenschaften hervorragend geeignet, um ggf. Abriebfestigkeiten und Oberflächengüte zu erhöhen. Diese farbigen Keramikschichten eignen sich auch zur stabilen Markierung von Nadeln, Kanülen oder Sonden. Durch die Wahl der Schichtdicke ist eine proportionale Interferenzfarbe zu wählen. Damit können Farben von Grau, Gold, Violett bis hin zu Blau eingestellt werden.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung besitzt mindestens eine der Anschlussleitungen, die zum Anschließen der Elektroden dienen, an ihrem Ende einen Abschnitt aus Federmetall, bevorzugt Federdraht, der eine solche Formgebung aufweist, dass er sich im Hohlkanal - innerhalb der Elektroden - radial nach außen gegen die Innenfläche der Elektroden verklemmt und

dadurch den elektrischen Kontakt ausreichend sicher und zuverlässig herstellt. Der Federmetallabschnitt der so ausgebildeten Anschlussleitungen ist bevorzugterweise zu einer Spiralfeder gewickelt, die mit einer vorgegebenen Zugspannung im Spiraldraht beaufschlagt ist, deren Wickel unter dieser Zugspannung also einen reduzierten Durchmesser aufweist, um sich von außen in einfacher Weise in den Hohlraum der Elektroden einführen zu lassen. Anschließend wird die auf den Federdraht wirkende Zugvorspannung beseitigt, die Spiralfeder erreicht dann ihren vollen Außendurchmesser und legt sich dabei von innen gegen die Innenflächen der Elektroden selbstklemmend an. Um die Einführung der entsprechenden Federabschnitte am Ende der Anschlussleitungen in einfacher Weise durchführen zu können, ist ein entsprechendes Spezialwerkzeug einsetzbar, welches es gestattet, die Spiralfeder mit reduziertem Durchmesser einzusetzen, dann die Draht-Zugvorspannung zu beseitigen und damit die Spiralfeder gegen die Innenfläche der Elektrode zur Anlage zu bringen.

Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind durch die Merkmale der Unteransprüche gekennzeichnet.

Im folgenden werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1            einen Längsschnitt durch eine erste Ausführungsform einer bipolaren Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument;
- Fig. 2            einen Längsschnitt einer zweiten Ausführungsform einer bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 3            einen Längsschnitt einer dritten Ausführungsform einer bipolaren Elektrodenanordnung;

- Fig. 4      einen Längsschnitt einer vierten Ausführungsform einer bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 5      einen Längsschnitt durch eine fünfte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 6      einen Längsschnitt durch eine sechste Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 7      einen Längsschnitt durch eine siebte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 8      einen Querschnitt durch die siebte Ausführungsform;
- Fig. 9      einen Längsschnitt durch eine achte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 10     einen Querschnitt durch die achte Ausführungsform;
- Fig. 11     einen Längsschnitt durch eine neunte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 12     einen Querschnitt durch die neunte Ausführungsform;
- Fig. 13     einen Querschnitt durch eine zehnte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 14     einen Querschnitt durch eine elfte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;

- Fig. 15 eine Seitenansicht einer zwölften Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 16 einen Längsschnitt durch die zwölfte Ausführungsform;
- Fig. 17 einen Längsschnitt durch eine dreizehnte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung mit einem spitzen Frontzylinder aus Isoliermaterial;
- Fig. 18 einen Längsschnitt durch die 13. Ausführungsform mit einem metallischen spitzen Frontzylinder;
- Fig. 19 einen Längsschnitt durch die 13. Ausführungsform mit einem metallischen, frontal abgerundeten Frontzylinder;
- Fig. 20 einen Längsschnitt durch eine vierzehnte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 21 einen Längsschnitt durch eine fünfzehnte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 22 einen Längsschnitt durch eine sechzehnte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 23 einen Längsschnitt durch eine siebzehnte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 24 einen Längsschnitt durch eine achtzehnte Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung;
- Fig. 25 einen Längsschnitt durch eine Variante der 18. Ausführungsform;

- Fig. 26 einen Längsschnitt durch eine zweite Variante der 18. Ausführungsform;
- Fig. 27 eine perspektivische Ansicht eines Frontzylinders mit einer Teilbeschichtung mit Keramikmaterial;
- Fig. 28 einen Endabschnitt einer Anschlussleitung zum Anschließen einer Elektrode; und
- Fig. 29 eine perspektivische Ansicht einer aus einem Metallrohr gebildeten Elektrode mit einer Keramikbeschichtung und einer im Inneren des Rohres angebrachten Anschlussleitung.

Fig. 1 zeigt einen Längsschnitt durch eine erste Ausführungsform einer bipolaren Elektrodenanordnung, die Bestandteil eines chirurgischen Instrumentes zur elektrothermischen Koagulation von Gewebe ist. Die Elektrodenanordnung enthält einen elektrisch leitenden Frontzylinder 10, der das distale, d.h. vom Benutzer des Instruments abgewandte Ende des Instruments bildet. Der Frontzylinder endet an seinem freien Ende in einer Spitze 12, die in der dargestellten Ausführungsform kegelförmig spitz ausläuft. An den Frontzylinder 10 schließt ein rohrförmiger Außenleiter 20 an, der in seinem Innenraum einen Isolationsschlauch 30 aufnimmt, durch den ein stabförmiger Innenleiter 40 hindurchverläuft. Der stabförmige Innenleiter 40 besitzt an seinem distalen Ende ein Außengewinde, welches in ein entsprechendes in axialer Längsrichtung verlaufendes Innengewinde verschraubbar ist und mittels dieser Schraubverbindung 14 elektrisch und mechanisch mit dem Frontzylinder 10 verbunden ist.

Zwischen dem Frontzylinder 10 und dem Außenleiter 20 ist ein Isolatorelement 50 angeordnet, welches eine radiale Trennwand 52 zwischen Frontzylinder 10 und der distalen Stirnwand des Außenleiters 20 und des Isolationsschlauches 30 besitzt. Außen an der Trennwand 52 geht das Isolatorelement 50 in eine Hüllwand 54 über,

die - in der dargestellten Ausführungsform - die Außenfläche des Frontzylinders 10 enganliegend umgibt, die jedoch in einer alternativen Ausführungsform auch - nach proximal gerichtet - die Außenfläche des Außenleiters 20 umgeben kann. Die freiliegende Außenfläche des Frontzylinders 10 bildet eine erste Elektrode 2. Die freiliegende Außenfläche des Außenleiters 20 bildet eine zweite Elektrode 4. An die beiden Elektroden wird - am proximalen Ende der Elektrodenanordnung - eine Hochfrequenz-Wechselspannungsquelle angeschlossen, wenn die bipolare Elektrodenanordnung in das zu behandelnde menschliche oder tierische Gewebe eingeführt ist und das Gewebe durch Wärmewirkung des elektrischen Feldes koagulierte werden soll.

Fig. 2 zeigt eine zweite Ausführungsform der erfindungsgemäßen bipolaren Elektrodenanordnung, bei der wiederum ein Frontzylinder 10 in eine kegelförmige distale Spitze 12 ausläuft, wobei wiederum ein stabförmiger metallischer Innenleiter von einem Isolationsschlauch 30 umgeben ist, der seinerseits von einem metallischen rohrförmigen Außenleiter 20 umgeben wird. Zwischen dem Frontzylinder 10 und der Stirnwand des Außenleiters und des Isolationsschlauches 30 ist ein Isolatorelement 50 vorgesehen, welches die Form eines Ringkörpers 58 besitzt und eine vorgegebene axiale Länge aufweist, die den Frontzylinder 10 und den Außenleiter 20 auf Abstand hält. Der Frontzylinder 10 besteht aus Metall und dient als zylindrische erste Elektrode 2. Der Außenleiter 20 ist ebenfalls aus Metall hergestellt und dient als zylindrische zweite Elektrode 4. Der Frontzylinder 10 ist mittels einer Schraubverbindung 14 mit dem Innenleiter 40 verbunden. Am proximalen Ende der Elektrodenanordnung wird zwischen dem Außenleiter 20 und dem Innenleiter 40 eine HF-Wechselspannungsquelle angeschlossen, wenn eine elektrothermische Koagulation von umgebendem Gewebe durchgeführt werden soll.

Fig. 3 zeigt eine den Fig. 1 und 2 entsprechende Ausführungsform einer bipolaren Elektrodenanordnung, bei der das Isolatorelement 50 becherförmig ausgebildet ist, wobei die zylindrische Hüllwand 54 in einer entsprechenden Ringausnehmung 11 des Frontzylinders 10 sitzt. Außerdem wird die radiale Trennwand 52 des

Isolatorelements 50 nach proximal schlauchförmig - mit dem Außendurchmesser des Isolationsschlauches 30 - gegen den Isolationsschlauch 30 geführt, der eine entsprechende axiale Länge vor der distalen Stirnwand des Außenleiters 20 endet.

Fig. 4 zeigt eine vierte Ausführungsform einer erfindungsgemäßen bipolaren Elektrodenanordnung 1, die weitgehend der Anordnung gemäß Fig. 1 entspricht, wobei gleiche Teile mit denselben Bezugszeichen versehen sind. Zusätzlich zu der Anordnung gemäß Fig. 1 verläuft zentral durch den stabförmigen Innenleiter 14 und hierzu fluchtend auch durch den Frontzylinder 10 ein Hohlkanal, durch den ein Lichtwellenleiter hindurchläuft, der sichtbares Licht an die distale Spitze 12 der Elektrodenanordnung führt, wenn der Lichtwellenleiter proximal beispielsweise mit sichtbarem Laserlicht gespeist wird. Der Lichtwellenleiter 60 enthält einen Mantel 62, der den lichtleitenden Kern 64 umgibt. Um den Mantel herum kann auch noch eine Umhüllung (Cladding) vorgesehen werden.

Fig. 5 zeigt eine weitere Ausführungsform der Erfindung, die weitgehend der Ausführungsform gemäß Fig. 4 entspricht, wobei jedoch der Frontzylinder 10 an seinem distalen Ende eine keilförmige Spitze 12 besitzt. Wiederum ist durch den Innenleiter 40 und hieran anschließend auch durch den Frontzylinder 10 ein zentraler Hohlkanal vorhanden, durch den ein Lichtwellenleiter 60 mit seinem Mantel 62 und dem Kern 64 bis zur distalen Spitze 12 hindurchläuft und dem Benutzer der Elektrodenanordnung - insbesondere bei einer Behandlung von Gewebe in dünnwandigen Körperteilen - jeweils optisch die Position der distalen Spitze 12 im Gewebe anzeigt.

Fig. 6 zeigt eine weitere Ausführungsform der erfindungsgemäßen bipolaren Elektrodenanordnung 1, die im wesentlichen der Ausführungsform gemäß Fig. 2 oder 4 entspricht. Zwischen dem Frontzylinder 10 und der konzentrischen Anordnung aus Außenleiter 20, Isolationsstoff 30 und Innenleiter 40 ist ein Ringkörper 58 vorgesehen, durch den der Innenleiter 40 bis zum Frontzylinder 10 axial hindurchläuft. Der Innenleiter 40 weist einen zentralen Hohlkanal auf, der sich



bis zum distalen Ende des Ringkörpers 58 hin erstreckt und einen Lichtwellenleiter 60 enthält. Der Ringkörper 58 ist aus transparentem oder halbtransparentem Material ausgebildet und läßt Licht nach außen hindurchtreten. Im Bereich des Ringkörpers 58 sind in den Innenleiter bis hinein in den Kern 64 des Lichtwellenleiters hinein radiale Einschliffe 42 eingebracht, mit der Folge, dass durch diese Einschliffe Licht radial aus dem Innenleiter 40 und durch den Ringkörper 58 hindurch nach außen tritt, so dass der Operateur die Position des elektrischen Feldes, welches sich zwischen der ersten Elektrode 2 und der zweiten Elektrode 4 ausbildet, wenn an den Innenleiter 40 und den Außenleiter 20 HF-Leistung eingespeist wird, optisch sichtbar gemacht werden kann. Bevorzugt ist der Ringkörper 48 aus einem solchen Material bzw. seine Oberfläche weist eine solche Struktur auf, dass das aus dem Lichtwellenleiter austretende Licht 3 als Streulicht nach außen tritt.

In den Fig. 7 und 8 ist eine weitere Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung 1 im Längsschnitt und im Querschnitt dargestellt. An einen Frontzylinder 10, der eine distale Spitze 12 aufweist, schließt proximal ein länglicher, elektrisch isolierender Träger 70 an, der in der dargestellten Ausführungsform - als ein Metallrohr 71 mit einer außen liegenden Isolierschicht 72 ausgebildet ist. Beispielsweise besteht das Metallrohr aus Titan oder einer Titanlegierung, und die Isolationsschicht 72 wird durch Eloxieren der Oberfläche des Rohres 71 als dünne Keramiksicht hergestellt. Auf der Isolationsschicht 72 sind zwei streifenförmige Elektroden 2, 4 aufgebracht, die sich parallel zueinander in Längsrichtung des Trägers 70 erstrecken und - auf dem Umfang der Isolierschicht, vgl. Fig. 8 - einander diametral gegenüberliegen. Bei dieser Elektrodenanordnung wird ein elektrisches Feld in Längsrichtung des Trägers, nämlich längs der gesamten streifenförmigen Elektrode 2, 4 ausgeprägt, so dass auch entsprechende Koagulationsstreifen in Längsrichtung der bipolaren Elektrodenanordnung erzeugt werden, wenn an die Elektroden 2, 4 eine entsprechende HF-Wechselspannungsquelle angelegt ist.

Die Fig. 9 und 10 zeigen eine weitere Ausführungsform einer bipolaren Elektrodenanordnung 1 für ein erfindungsgemäßes chirurgisches Instrument, wobei diese Ausführungsform eine Fortentwicklung der Ausführungsform gemäß den Fig. 7 und 8 darstellt. Ein länglicher, uniformer, isolierender Träger 70 besteht aus einem metallischen Rohr 71, das vollständig mit einer Isolationsschicht 72 beschichtet ist und durchgängig bis zur distalen Spitze 12 hin einen zentralen Hohlkanal aufweist, durch den ein Lichtwellenleiter 60 bis zur distalen Spitze 12 hindurchläuft. Der Lichtwellenleiter 60 besteht aus einem lichtleitenden Kern 64 und einem diesen Kern umgebenden Mantel 62. Außen auf der Isolationsschicht 72 sind in Längsrichtung, also zueinander parallel, zwei streifenförmige Elektroden 2, 4 aufgebracht, die sich über die gesamte dargestellte Länge des Trägers 70 hinwegerstrecken und auf der Isolationsschicht 72 befestigt sind.

Die Fig. 11 und 12 zeigen eine weitere Ausführungsform der Erfindung, die weitgehend der Ausführungsform gemäß den Fig. 9 und 10 entspricht, wobei jedoch kein rohrförmiger metallischer Träger 70 zum Einsatz gelangt. Die Fig. 11 und 12 zeigen vielmehr eine Ausführungsform, bei der ein Lichtwellenleiter 60 mit einem Kern 64, einem Mantel 62 und einer Kunststoff-Ummantelung (Cladding) 61 an seinem freien Ende mit einer keilförmigen Spitze 12 versehen wird und auf dem Mantel oder dem Cladding 61 in Längsrichtung 2 streifenförmige Elektroden 2, 4 aufweist, die am Umfang einander gegenüberliegend angeordnet sind. Die Elektroden 2, 4 sind in dieser Ausführungsform als flexible Schichten aufgebracht, so dass die gesamte bipolare Elektrodenanordnung flexibel ist.

In den Fig. 13 und 14 sind Querschnitte von bipolaren Elektrodenanordnungen gezeigt, bei denen der Träger 70 aus selbsttragenden, in Längsrichtung verlaufenden metallischen Stabprofilen 76 gebildet ist. In Fig. 13 sind zwei Stabprofile 76 aus Metall von Abstandselementen 60 isolierend beabstandet. Die Stabprofile 76 besitzen jeweils etwa einen Querschnitt einer Halbkreisfläche und bilden längliche, in Längsrichtung der Elektrodenanordnung verlaufende Elektroden 2, 4. Die Abstandselemente 60 sind in der dargestellten Ausführungsform als Lichtleiter

60 ausgebildet. Bevorzugt werden an den Seitenflächen Lichtleiter eingesetzt, bei denen Licht auch seitwärts austreten kann, so dass der Operateur bei Benutzung einer derartigen bipolaren Elektrodenanordnung längs der Länge der Elektroden 2, 4 Lichtsignale erkennt, die die Position der Elektroden 2, 4 über ihre Länge hinweg anzeigen.

In Fig. 14 ist eine der Fig. 13 entsprechende Ausführungsform dargestellt, bei der zwei stabförmige, selbsttragende metallische Stabprofile 76, welche im Querschnitt die Form von Rohrwandungsabschnitten aufweisen, auf die äußere Ummantelung eines Lichtwellenleiters in Längsrichtung aufgebracht und dort befestigt sind und die Elektroden 2, 4 bilden. Der Lichtwellenleiter 16 besitzt in der dargestellten Form zwischen der Außenummantelung 61 und dem Kern 64 noch einen Mantel 62.

In den Fig. 15 und 16 ist eine Ausführungsform einer bipolaren Elektrodenanordnung 1 dargestellt, bei der ein Frontzylinder 10 am distalen Ende des Instruments mit einer distalen kegelförmigen Spitze 12 versehen ist, an den sich ein länglicher, elektrisch isolierender Träger 70 anschließt. Auf dem Träger 70 sind über ein Distanzstück 83 aus isolierendem Material zwei Rohrabschnitte 82, 84 aufgeschoben und befestigt, welche zylindrische Elektroden 2, 4 bilden. Durch den Träger 70 verläuft axial hindurch ein zentraler Hohlkanal 76, der in eine Ausnehmung 14 in dem Frontzylinder 10 mündet und einen Temperatursensor 100 aufnimmt, der von einem Kunststoff- oder Kleberbett 102 umgeben und dort befestigt ist und über eine Leitung 104 ein Signal an das proximale Ende des Instruments abgibt, welches der Temperatur des Frontzylinders 10 entspricht. Vorgesehen sind ferner im Hohlkanal noch Anschlussleitungen 90, die - durch den Träger 70 hindurch - mit den Elektroden 2, 4 verbunden und an den proximalen HF-Generator anschließbar sind.

Die axiale Länge  $L_1$  der ersten Elektrode 2 und die axiale Länge  $L_2$  der zweiten Elektrode 4 sind - in allen dargestellten Ausführungsformen - größer als der Abstand  $A$  zwischen den beiden Elektroden 2, 4. Der Abstand  $A$  liegt bevorzugt in der

Größenordnung des Außendurchmessers der Elektroden 2, 4. Das Isolierstück 83 besitzt denselben Außendurchmesser  $D = 2R$  wie die Rohrabschnitte 82, 84, welche die Elektroden 2, 4 bilden.  $R$  ist der Radius der in der Regel kreiszylindrischen Elektrodenanordnung. In der Ausführungsform, die in Fig. 15 und 16 gezeigt ist, ist in einem besonders bevorzugten Fall  $L1 = L2$ .

In Fig. 17 ist eine Ausführungsform einer bipolaren Elektrodenanordnung dargestellt, bei der ein Frontzylinder 10 mit einer kegelförmigen distalen Spitze 12 am Ende eines ersten Rohrabschnittes 82 befestigt ist, wobei dieser erste Rohrabschnitt 82 mit einem Endabschnitt an einem ersten Träger 70a befestigt ist. Ein zweiter Rohrabschnitt 84 sitzt mit einem Endabschnitt an dem ersten Träger 70a und mit seinem anderen Endabschnitt an einem zweiten Träger 70b. Die Träger 70a und 70b besitzen je einen Hohlkanal 76, dessen Achse mit der Achse der Rohrabschnitte 82, 84 fluchtet. Die Rohrabschnitte 82, 84 stellen die zylindrischen Elektroden 2, 4 dar.

Durch den Hohlkanal 76 der Träger 70a, 70b und der Rohrabschnitte 82, 84 ist ein Spülschlauch 110 hindurchgeführt, der Flüssigkeit an seinem distalen Ende abgibt, die dann in Kontakt mit der Innenwand der Rohrabschnitte 82, 84 durch den Hohlkanal 76 zum proximalen Ende zurückströmt und die beiden Rohrabschnitte 82, 84 kühlt. An den Stellen, wo die Rohrabschnitte über die isolierenden Träger 70a, 70b und über den isolierenden Frontzylinder 10 geschoben und an dieser Stelle festgeklebt sind, sind die Rohrabschnitte 82, 84 auf ihrer Außenfläche mit einer ringförmigen Isolationsschicht versehen, damit an diesen Stellen, die durch die Flüssigkeit nur geringer gekühlt werden, keine unerwünschte Überhöhnung der Elektrodentemperatur erfolgt, welche zu einem unerwünschten Festbacken des Gewebes an den Elektroden oder zur Austrocknung des anliegenden Gewebes, und damit zu einem Impedanzanstieg in diesem Gewebe und zu einer Unterbrechung des elektrischen Stromes durch das Gewebe kommt.

Die Kühlung mit einer entsprechenden Kühlflüssigkeit hat zur Folge, dass das

Gewebe an der Kontaktfläche zu den Elektroden eine vorgegebene Temperatur nicht überschreitet, und dass der Hot-Spot der Koagulation einige Millimeter entfernt von den Elektroden vorliegt.

Die Fig. 18 und 19 entsprechen der Ausführungsform gemäß Fig. 17, wobei jedoch der Frontzylinder 10 in Fig. 18 und 19 aus Metall besteht und unmittelbar in den ersten Rohrabschnitt 82, die erste Elektrode, übergeht, und wobei der Frontzylinder 10 in Fig. 19 frontal abgerundet ist. In einer besonders bevorzugten Ausführungsform werden die Längen L1 und L2 der Elektroden 2, 4 so bemessen, daß die aus Frontzylinder und erster Elektrode gebildete Fläche gleich oder kleiner ist als die Oberfläche der zweiten Elektrode.

In Fig. 22 ist eine Ausführungsform der bipolaren Elektrodenanordnung dargestellt, die weitgehend derjenigen der Fig. 17 entspricht, wobei jedoch der zweite Rohrabschnitt 84, der die zweite Elektrode 4 darstellt, wesentlich länger als der erste Rohrabschnitt 82, der die erste Elektrode 2 darstellt, ist. Bei dieser Ausführungsform endet der zweite Rohrabschnitt 84 am proximalen Ende des Instruments, auf einen weiteren Träger am Ende des proximalen Instruments kann daher verzichtet werden. Die axiale Länge der zweiten Elektrode 4 wird dadurch begrenzt, dass auf dem proximalen Endabschnitt des zweiten Rohrabschnitts 84 eine Isolationsschicht 87 aufgebracht ist, die die Metalloberfläche des zweiten Rohrabschnittes 84 an dieser Stelle beispielsweise mittels einer Keramikbeschichtung abdeckt. Das Feld, welches die thermoelektrische Koagulation erzeugt, bildet sich dann zwischen den metallischen, zylindrischen Elektroden 2, 4 aus. Auch in dieser Ausführungsform sind die Endabschnitte der Rohrabschnitte 82, 84, welche innenseitig entweder von dem isolierenden Material des Frontzylinders 10 oder dem Isoliermaterial des Trägers 70 umgeben sind, auch auf der Außenfläche mit einer Isolierschicht 86 beschichtet, um an diesen Stellen - wegen der mangelnden Kühlung - eine punktuelle Überhitzung der Elektroden zu verhindern.

In Fig. 23 ist eine weitere Ausführungsform der Erfindung dargestellt, bei der ein

frontal abgerundeter Frontzylinder 10 in einen ersten Rohrabschnitt 82 übergeht, der mit seinem proximalen Ende an einem isolierenden Träger befestigt ist. In vorgegebenem Abstand von dem Rohrabschnitt 82 ist auf dem isolierenden Träger eine Metallschicht 88 vorgesehen. Das Rohr 82 bildet die zylindrische erste Elektrode 2, die Metallbeschichtung auf dem Träger 70 bildet die zylindrische zweite Elektrode 4. Träger 70 und Rohr 82 sind jeweils mit einem zentralen Hohlkanal 76, 77 ausgebildet, durch den - bis kurz vor das distale Ende des Frontzylinders 10 - ein Spülschlauch 110 hindurchläuft, der Flüssigkeit am distalen Ende abgibt, die in Kontakt mit der Innenfläche der ersten Elektrode 2 die erste Elektrode kühlt. Auf der Außenfläche des proximalen Endabschnitts des Rohrs 82 ist eine Isolierschicht 86 gelegt, um eine lokale Überhitzung der Elektrode 2 an dieser Stelle zu verhindern, da diese Stelle innenseitig nicht von Flüssigkeit kontaktiert wird. Der Frontzylinder 10 ist aus Metall gebildet, seine Abrundung am distalen Ende eignet sich vorteilhaft zur Behandlung von Randtumoren, bei der sich eine Schicht koagulierten Gewebes vor dem distalen Ende des Instruments bildet.

In den Fig. 20 und 21 sind weitere Ausführungsformen einer bipolaren Elektrodenanordnung angegeben. Der Grundaufbau sieht in beiden Fällen einen Frontzylinder 10 aus Metall oder isolierendem Material vor, an den sich ein Rohr 82 anschließt, das mit dem proximalen Endabschnitt an einem Träger 70 befestigt ist. Der Träger 70 und das Rohr 72 besitzen je einen zentralen Hohlkanal 76 bzw. 77, durch den ein Spülschlauch 110 geführt, der an seinem distalen Ende Flüssigkeit abgibt, die in Kontakt mit der Innenfläche des Rohrs 82 dann zum proximalen Ende des Instruments zurückläuft. In Fig. 18 besitzt der distale Rohrabschnitt 82 eine metallische Außenfläche und bildet die zylindrische erste Elektrode 2, der daran angrenzende proximale Rohrabschnitt 84 ist mit einer Isolierschicht 87 versehen, auf die am proximalen Ende eine Metallschicht 88 aufgebracht ist, welche die zylindrische zweite Elektrode 4 bildet. Bei der Ausführungsform gemäß Fig. 19 ist dagegen der distale Rohrabschnitt 82 mit einer Isolierschicht 87 versehen, auf die - am distalen Ende - eine Metallschicht 88 aufgebracht ist, welche die erste Elektrode bildet; bei dieser Ausführungsform bildet der proximale Rohrabschnitt die

zweite Elektrode 4.

In Fig. 24 ist eine weitere Ausführungsform einer bipolaren Elektrodenanordnung dargestellt, bei der ein Träger 70 aus einem Metallrohr bis zu einer keilförmigen distalen Spitze 12 verläuft und die Form einer Kanüle besitzt. In vorgegebenem Abstand von der distalen Spitze 12 ist eine Isolierschicht 87 auf den Träger 70 aufgebracht, die in ihrem proximalen Bereich mit einer Metallbeschichtung 88 versehen ist. An die distale Spitze 12 schließt sich - mit metallischer Außenfläche - die zylindrische erste Elektrode 2 an, die Metallbeschichtung 88 am proximalen Bereich bildet die zylindrische zweite Elektrode 4. Durch das Rohr verläuft hindurch ein Hohlkanal 76, der am distalen Ende offen ist und zum Einspülen von Medikamenten dienen kann.

Die Fig. 25 und 26 stellen Varianten der Ausführungsform dar, die in Fig. 24 gezeigt ist. Die Ausführungsform gemäß Fig. 25 weicht von derjenigen der Fig. 24 insoweit ab, als die auf dem Metallträger 70 aufgebrachte Isolierschicht 87 und die auf der Isolierschicht 87 aufgebrachten Metallschicht 88 je eine distale Kante besitzen, die der keilförmigen distalen Spitze 12 des Trägers 70 entspricht.

In der Ausführungsform gemäß Fig. 26 wird als Träger 70 ein metallischer Stab verwendet (statt dem rohrförmigen Träger 70 der Fig. 24), der eine kegelförmige distale Spitze besitzt, und auf den die Isolierschicht 87 aufgebracht ist, auf der anschließend die Metallschicht 88 angeordnet ist.

Alle dargestellten Ausführungsformen der bipolaren Elektrodenanordnung 1 besitzen im wesentlichen einen Kreisquerschnitt mit Radius R und über ihre Länge hinweg einen möglichst homogenen Querschnitt. Unstetigkeiten im Außendurchmesser sind möglichst gering gehalten, um die Elektrodenanordnung leichtgleitend in das Gewebe einführen zu können.

Die axiale Länge der Elektroden ist in allen dargestellten Ausführungsformen größer

als der Abstand der Elektroden, der im wesentlichen in der Größenordnung des Außendurchmessers liegt. Bei dieser Dimensionierung ist eine vorteilhafte lokale Konzentration des Koagulierungsverganges und eine ausreichende Stärke des elektrischen Feldes gegeben. Der Träger 70 kann entweder flexibel oder starr ausgebildet sein.

In allen Ausführungsbeispielen, bei denen ein Spülschlauch Spülflüssigkeit am distalen Ende eines Hohlraumes abgibt, besteht die Möglichkeit, die Elektroden und den Träger vor dem Einführen der Elektrodenanordnung in den Körper zu temperieren, d.h. über 30°C, bevorzugt über 50°C zu erwärmen. Dadurch lässt sich die Elektrodenanordnung leichter in das Gewebe einführen. Sobald dann die Elektrodenanordnung den Behandlungsort erreicht hat und die eigentliche elektrothermische Behandlung eingeleitet werden soll, wird zur Erzielung eines optimalen Koagulationsverlaufes das Instrument gekühlt, um ein Austrocknen des Gewebes an den Elektroden zu verhindern, und um höhere Leistungen, und stärkere elektrische Felder applizieren zu können, ohne dass das Gewebe an den Elektroden festbackt.

Fig. 27 zeigt einen Frontzylinder 10, der beispielsweise aus Aluminium oder Titan oder einer Titanlegierung besteht und durch anodisches Oxidieren, also einen proximalen Endbereich mit einer Keramiksicht versehen wurde, die das Isolierelement 50 bildet, dessen Trennwand 52 an dem proximalen Ende des Frontzylinders ausgebildet ist, und dessen Hüllwand 54 sich außen um einen axialen Längenabschnitt des Frontzylinders hin erstreckt.

Die Fig. 28 und 29 zeigen einen als Spiralfeder 92 ausgebildeten Endabschnitt einer Anschlussleitung 90, die gemäß Fig. 25 in den Hohlkanal 77 eines Metallrohres 80 eingesetzt ist und unter radialem Andruck gegen die Innenfläche des Rohres 80 anliegt und dieses kontaktiert. Auf dem Metallrohr 80 ist eine Isolierschicht 87 dargestellt.



### Patentansprüche

1. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation im Gewebe, enthaltend einen elektrisch leitenden Frontzylinder (10) am distalen Ende des Instruments, mit einer distalen Spitze (12), und mit einer zylindrischen ersten Elektrode (2), einen proximal an den Frontzylinder anschließenden rohrförmigen Außenleiter (20) mit einer zylindrischen zweiten Elektrode (4), ein Isolatorelement (50) zwischen dem Frontzylinder (10) und dem Außenleiter (20), wobei die Elektroden (2, 4) an eine Wechselspannungsquelle anschließbar sind, gekennzeichnet durch einen stabförmigen Innenleiter (40) in dem Außenleiter (20) und einen Isolationsschlauch (30) zwischen dem Innenleiter (40) und dem Außenleiter (20).

2. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Isolatorelement (50) eine radiale Trennwand (52) zwischen dem Frontzylinder (10) und dem Außenleiter (20) aufweist, die an ihrem äußeren Rand an eine zylindrische Hüllwand (54) übergeht, welche den Frontzylinder (10) und/oder den Außenleiter (20) eng anliegend über einen vorgegebenen axialen Längsabschnitt umgibt, und dass der Innenleiter (40) durch die Trennwand (52) des Isolationselementes (50) hindurch mit dem Frontzylinder (10) verbindbar ist.

3. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Isolationselement (50) als Ringkörper (58) mit einer vorgegebenen axialen Länge ausgebildet ist, durch den der Innenleiter (40) hindurchläuft, und dass der Frontzylinder (10) und der Außenleiter (20) gegen an den Stirnseiten des Ringkörpers anliegen.

4. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der

vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Außenleiter (20) und der Frontzylinder (10) im wesentlichen denselben Außendurchmesser aufweisen.

5. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Trennwand (52) und die Hüllwand (54) des Isolationselements (50) als eine dünne Isolatorschicht auf dem Frontzylinder (10) aufgebracht sind.

6. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Frontzylinder (10) mittels einer Schraubverbindung (14) mit dem Innenleiter (40) lösbar verbindbar ist.

7. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass zur Bildung der Schraubverbindung (14) der Innenleiter (40) an seinem distalen Ende ein Außengewinde trägt, welches mit einem entsprechenden Innengewinde im Frontzylinder (10) verschraubbar ist.

8. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Isolationsschlauch (30) distal mit dem Außenleiter (20) endet und gegen die Trennwand (52) des Isolationselementes (50) anliegt.

9. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Innenleiter (40), der Außenleiter (20) das Isolationselement (50) und der Isolationsschlauch (30) aus elastischem Material bestehen und biegsam sind.

10. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Innenleiter (40) und der Außenleiter (20) starr ausgebildet sind.

11. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Frontzylinder (10) aus Titan oder Aluminium und das Isolationselement als Ti- oder Al-Oxidschicht auf dem Frontzylinder (10) oberflächeneloxiert ist.
12. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Außenleiter (20) und der Frontzylinder (10) über ihre axiale Länge gerade verlaufen und coaxial fluchtend zueinander angeordnet sind.
13. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Instrument in Längsrichtung abgewinkelt verläuft.
14. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Außenleiter (20) über den vollen Längenabschnitt, der nicht vom Isolationselement (50) bedeckt ist, die zweite zylindrische Elektrode (4) bildet.
15. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Frontzylinder (10) über seinen vollen Längenabschnitt, der nicht vom Isolationselement bedeckt ist, die erste Elektrode (2) bildet.
16. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Innenleiter (40) und der Frontzylinder (10) einen zentralen Hohlkanal aufweisen, der aus der distalen Spitze (12) des Frontzylinders (10) austritt und einen Lichtwellenleiter (60) enthält, der mit Laser-Signalen beaufschlagbar ist.
17. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der

vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Frontzylinder (10) oder ein proximal angrenzender Längenabschnitt des Instruments aus lichtdurchlässigem oder teilweise lichtdurchlässigem Material besteht und in einer zentralen Ausnehmung eine Lichtquelle enthält, die Streulicht nach außen abgibt.

18. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der isolierende Ringkörper (58) aus lichtdurchlässigem oder teilweise lichtdurchlässigem Material besteht.

19. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass in dem isolierenden Ringkörper (58) eine Lichtquelle angeordnet ist, deren Licht durch den isolierenden Ringkörper (58) hindurch als Streulicht austritt.

20. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 1 sowie 3 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Innenleiter in Längsrichtung einen Hohlkanal aufweist, der in dem isolierenden Ringkörper (58) endet und einen Lichtwellenleiter (60) aufnimmt, dass der Innenleiter (40) im Bereich des Ringkörpers (58) radial bis in den Faserkern des Lichtwellenleiters hineinragende Einschnitte (42) besitzt, und die Lichtquelle bildet die durch den isolierenden Ringkörper (58) aus lichtdurchlässigem oder teilweise lichtdurchlässigem Material das seitlich aus dem Lichtwellenleiter (60) austretende Licht als Streulicht nach außen abgibt.

21. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Spitze (12) des Frontzylinders (10) kegelförmig ausläuft.

22. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Spitze (12) des Frontzylinders (10) keilförmig ausläuft.

23. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation im Gewebe, enthaltend einen Frontzylinder (10) am distalen Ende des Instruments mit einer distalen Spitze (12), einen proximal an den Frontzylinder (10) anschließenden länglichen, elektrisch isolierenden Träger (70), mindestens zwei beabstandete Elektroden (2, 4) auf dem Träger, die an eine Wechselspannungsquelle anschließbar sind, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden (2, 4) streifenförmig ausgebildet sind und entlang des Trägers (70) verlaufen.

24. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass sich die Elektroden (2, 4) parallel zur Längsachse des Trägers (70) erstrecken.

25. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 23 oder 24, dadurch gekennzeichnet, dass der Träger (70) in Längsrichtung einen uniformen Querschnitt besitzt, und dass die Elektroden (2, 4) auf dem Trägerquerschnitt einander diametral gegenüberliegen.

26. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 23 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden (2, 4) auf dem Träger (70) längs beabstandeter Schraubenlinien verlaufen.

27. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 23 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass der Träger (70) als Metallrohr (71) mit einer außen liegenden isolierenden Beschichtung (72) ausgebildet ist.

28. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass das Metallrohr (71) eine äußere Schicht aus Titan oder Aluminium enthält, die an ihrer Oberfläche eine Ti-Oxidschicht bzw. eine Al-Oxidschicht als Isolierschicht (72) trägt.

29. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 23 bis 28, gekennzeichnet durch einen Hohlkanal (76) in Längsrichtung des Trägers, durch den ein Lichtwellenleiter (60) hindurchläuft.
30. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 23 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass die Spitze (12) des Frontzylinders (10) kegelförmig ausgebildet ist.
31. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 23 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass die Spitze (12) des Frontzylinders (10) keilförmig ausgebildet ist.
32. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 23 bis 31, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden (2, 4) als dünne leitende Schichten auf den Träger (70) aufgebracht sind.
33. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 23 bis 32, dadurch gekennzeichnet, dass der Träger (70) aus flexiblem Material besteht.
34. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, dass der Träger (70) ein Lichtwellenleiter (60) ist, auf dessen isolierenden Außenmantel (64) die Elektroden (2, 4) streifenförmig und elastisch aufgebracht sind.
35. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 23 bis 32, dadurch gekennzeichnet, dass der Träger (70) aus starrem Material besteht.
36. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation im Gewebe, enthaltend

einen Frontzylinder (10) am distalen Ende des Instrumentes,  
einen proximal an den Frontzylinder (10) anschließenden länglichen Träger (70),  
zwei in Längsrichtung des Trägers (70) verlaufende Elektroden (2, 4), die an eine Wechselspannungsquelle anschließbar sind,  
dadurch gekennzeichnet, dass der Träger (70) außen liegende, selbsttragende und in Längsrichtung verlaufende, selbsttragende metallische Stabprofile (76) enthält, welche mittels eines oder mehrerer isolierender Abstandselemente miteinander verbunden sind und die Elektroden bilden.

37. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 36, dadurch gekennzeichnet, dass als Abstandselement der Lichtwellenleiter (60) in Längsrichtung zwischen den Stabprofilen (76) geführt ist.

38. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 37, dadurch gekennzeichnet, dass Lichtwellenleiter (60) seitlich sichtbar zwischen den Stabprofilen verlaufen.

39. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 36 bis 38, dadurch gekennzeichnet, dass der Querschnitt der Stabprofile (76) dem Segment einer Kreisfläche entspricht.

40. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 36 bis 39, dadurch gekennzeichnet, dass der Querschnitt der in Längsrichtung uniformen Stabprofile (76) einem Umfangsabschnitt eines Rohres entspricht.

41. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 40, dadurch gekennzeichnet, dass die Stabprofile (76) einander gegenüberliegend auf dem Außenmantel (61) eines Lichtwellenleiters (60) angebracht sind.

42. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektro-

thermischen Koagulation im Gewebe, enthaltend einen Frontzylinder (10) am distalen Ende des Instrumentes, mindestens einen länglichen, elektrisch isolierenden Träger (70) proximal hinter dem Frontzylinder (10), zwei beabstandete zylindrische Elektroden (2, 4), einen Hohlkanal (76) in Längsrichtung durch den Träger (70), durch den Hohlkanal (76) hindurchgeführte Anschlussleitungen (90) zum Anschließen der Elektroden an eine Wechselspannungsquelle, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden (2, 4) zylinderförmige Rohrabschnitte (82, 84) aus Metall sind, welche in vorgegebenem Abstand voneinander in Längsrichtung mit dem Träger axial fluchtend angeordnet sind.

43. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 42, dadurch gekennzeichnet, dass der Träger (70) ein flexibles Rohr aus isolierendem Material ist.

44. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 42 oder 43, dadurch gekennzeichnet, dass in Verlängerung des Hohlkanals (76) eine zentrale Ausnehmung (14) im Frontzylinder (10) vorgesehen ist, in der ein Temperatursensor (100) angeordnet ist, dessen Anschlussleitung (104) durch den Hohlkanal (76) zum proximalen Ende des Instrumentes herausgeführt sind.

45. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 44, dadurch gekennzeichnet, dass der Außendurchmesser des Frontzylinders etwa dem Außendurchmesser der Elektroden entspricht.

46. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 45, dadurch gekennzeichnet, dass die axiale Länge der Elektroden (2, 4) größer ist als ihr Durchmesser.

47. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der



Ansprüche 42 bis 46, dadurch gekennzeichnet, dass die axiale Länge der Elektroden (2, 4) größer ist als ihr doppelter Durchmesser.

48. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 47, dadurch gekennzeichnet, dass der Abstand der beiden Elektroden (2, 4) etwa gleich oder kleiner als der Außendurchmesser der Elektroden (2, 4) ist.

49. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 47, dadurch gekennzeichnet, dass der distale Frontzylinder (10) aus isolierendem Material oder aus Metall besteht.

50. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 32 bis 49, dadurch gekennzeichnet, dass der Temperatursensor (100) in der Ausnehmung (14) des Frontzylinders (10) in ein Kunstharz- oder Kleberbett (102) eingebettet ist.

51. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 50, dadurch gekennzeichnet, dass der Außendurchmesser der Elektroden (2, 4) dem Außendurchmesser des Frontzylinders (10) entspricht, und daß der Zwischenraum zwischen den Elektroden (2, 4) von Isoliermaterial bis auf den Außendurchmesser der Elektroden (2, 4) angefüllt ist.

52. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 51, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Elektrode (2) sich axial eine vorgegebene Länge über den Frontzylinder (10) nach distal erstreckt.

53. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 52, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden (2, 4) aus selbsttragenden metallischen Rohrabschnitten gebildet sind.

54. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 53, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Elektrode (2) zwischen dem Frontzylinder (10) und einem isolierenden, rohrförmigen ersten Träger (70a), die zweite Elektrode (4) zwischen dem ersten Träger (70a) und einem isolierenden, rohrförmigen zweiten Träger (70b) angeordnet ist, und dass die Elektroden (2, 4) mit ihren Endabschnitten auf dem Frontzylinder (10), dem ersten und dem zweiten Träger (70a, 70b) aufliegen.

55. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 53, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Elektrode (2) zwischen dem Frontzylinder (10) und dem isolierenden, rohrförmigen Träger (70), und die zweite Elektrode (4) von dem Träger (70) bis zum proximalen Endabschnitt verläuft, und dass die Elektroden (2, 4) mit ihren Endabschnitten auf dem Frontzylinder (10) und dem Träger (70) aufliegen.

56. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 55, dadurch gekennzeichnet, dass die zweite Elektrode proximal über eine vorgegebene axiale Länge mit einer Isolierschicht (88) bedeckt ist.

57. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 56, gekennzeichnet durch einen Spülschlauch (110) innerhalb des Hohlkanals (76), die vom proximalen Ende des Instruments bis zum Frontzylinder (10) verläuft und Flüssigkeit an ihrem distalen Ende in den Hohlkanal (76) abgibt, in welchem die Flüssigkeit zum proximalen Ende des Instrumentes zurückströmt.

58. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 57, dadurch gekennzeichnet, dass die Endabschnitte der Elektroden (2, 4), welche den Frontzylinder (10), den bzw. die Träger (70; 70a, 70b) überlappen, auf ihrem Außenumfang mit einer Isolierschicht (86) bedeckt sind.

59. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der

Ansprüche 42 bis 58, dadurch gekennzeichnet, dass die Spitze (12) des Frontzylinders (10) kegelförmig oder keilförmig oder abgerundet ausgebildet ist.

60. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 59, gekennzeichnet durch ein selbsttragendes Metallrohr (80) zwischen dem Frontzylinder (10) und dem Träger (70), mit einem distalen Rohrabschnitt (82) und einem proximalen Rohrabschnitt (84), mit einer zylindrischen Isolierschicht (87) auf dem proximalen Rohrabschnitt (84), und mit einer zylindrischen Metallschicht (88) am proximalen Ende der Isolierschicht (87), wobei der distale Rohrabschnitt (82) die erste Elektrode (2), und die proximale Metallschicht die zweite Elektrode (4) bildet.

61. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 59, gekennzeichnet durch ein selbsttragendes Metallrohr (80) zwischen dem Frontzylinder (10) und dem Träger (70), einem distalen Rohrabschnitt (82) und einem proximalen Rohrabschnitt (84), mit einer zylindrischen Isolierschicht (87) auf dem distalen Rohrabschnitt (82) und mit einer zylindrischen Metallschicht (88) am distalen Ende der Isolierschicht (87), wobei die distale Metallschicht (88) die erste Elektrode (2) und der proximale Rohrabschnitt die zweite Elektrode (4) bildet.

62. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 und 61, dadurch gekennzeichnet, dass der Träger (70) einen Hohlkanal (76) aufweist, der in den Hohlkanal (77) des metallischen Rohres (80) oder der Rohrabschnitte (82, 84) übergeht und dass die Anschlussleitungen (90) für die Elektroden (2, 4) durch den Hohlkanal (76) des Trägers (70) zum proximalen Ende des Instrumentes geführt sind.

63. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 62, dadurch gekennzeichnet, dass durch den Hohlkanal (76, 77) des Trägers (70) und des metallischen Rohres (80) bzw. der Rohrabschnitte (82,

84) in Längsrichtung ein Spülschlauch (110) bis zum Frontzylinder (10) geführt ist, durch den Flüssigkeit am distalen Ende in den Hohlkanal (76, 77) abgegeben wird, welche außerhalb des Spülschlauches (110) in Kontakt mit dem metallischen Rohr (80) durch den Hohlkanal (77) des Rohres (80) und den Hohlkanal (76) des Trägers (70) zum proximalen Ende des Instruments zurückströmt.

64. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 60 bis 63, gekennzeichnet durch einen isolierenden Innenschlauch in dem Hohlkanal (76) des Trägers (70) und des metallischen Rohres (80), durch welches eine Anschlussleitung (90) für die am distalen Ende des Rohres befindliche Elektrode (2) zugeführt ist.

65. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 60 bis 64, dadurch gekennzeichnet, dass der Frontzylinder (10) aus isolierendem Material besteht.

66. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 60 bis 65, dadurch gekennzeichnet, dass das Metallrohr (80) aus Aluminium oder Titan besteht, und dass die Isolierschicht (86, 87) aus dem Metallrohr (80) aus Aluminiumoxid oder Titanoxid gebildet ist.

67. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation im Gewebe, enthaltend

- einen Frontzylinder (10) aus Metall am distalen Ende des Instruments,
- einen proximal an den Zylinder anschließenden länglichen, zylindrischen Träger (70) aus Isoliermaterial,
- zwei beabstandete zylindrische Elektroden,

dadurch gekennzeichnet, dass der metallische Frontzylinder (10) am distalen Ende abgerundet und im Anschluss an den runden Endabschnitt einen Zylinderabschnitt vorgegebener Länge aufweist, dass der Frontzylinder (10) die erste Elektrode (2) bildet, und dass auf dem Träger (70) in vorgegebenem axialen Abstand von dem

Frontzylinder (10) eine Metallschicht als zweite Elektrode aufgebracht ist.

68. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 67, dadurch gekennzeichnet, dass durch den Träger (70) und den Frontzylinder (10) bis zum runden Endabschnitt hin ein Hohlkanal (76, 77) vorgesehen ist, in dem ein Spülschlauch (110) verläuft, der am distalen Ende Flüssigkeit abgibt, die im Hohlkanal (76, 77) - außerhalb des Spülschlauches (110) - zum proximalen Ende zurückströmt.

69. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 67 oder 68, dadurch gekennzeichnet, dass der Frontzylinder (10) mit seinem proximalen Ende in einer ringförmigen Ausnehmung (71) des Trägers befestigbar ist und dass in dem Überlappungsbereich zwischen Träger (70) und Frontzylinder (10) eine Oxidschicht (86) außen auf den metallischen Frontzylinder (10) aufgebracht ist.

70. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 42 bis 69, dadurch gekennzeichnet, dass die axiale Länge der Elektroden (2, 4) größer ist als der axiale Abstand der beiden Elektroden (2, 4) voneinander.

71. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die axiale Länge der Elektroden (2, 4) größer ist als der Durchmesser der Elektroden (2, 4).

72. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation im Gewebe enthaltend: einen länglichen, zylindrischen Träger (70) aus einem Metallrohr oder Metallstab, zwei beabstandete zylindrische Elektroden (2, 4) auf dem Träger (70), dadurch gekennzeichnet, dass die erste Elektrode (2) ein distaler Abschnitt des Trägers ist, dass auf einem axial daran angrenzenden Abschnitt eine Isolierschicht (87) auf den Träger (70) aufgebracht ist, und dass auf der Isolierschicht (87) in vorgegebenem axialen Abstand von der

ersten Elektrode (2) eine zylindrische Metallschicht (88) als zweite Elektrode (4) angeordnet ist.

73. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 72, dadurch gekennzeichnet, dass die Isolierschicht (87) als ein Kunststoffschlauch ausgebildet ist, der auf den rohrförmigen Träger (70) aufgezogen ist, und dass die Metallschicht (88) auf der Isolierschicht (87) einen vorgegebenen axialen Abstand vom distalen Ende der Isolierschicht ansetzt und eine axiale Länge aufweist, die ein Mehrfaches der axialen Länge der ersten Elektrode ist.

74. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 72 oder 73, dadurch gekennzeichnet, dass der rohrförmige oder stabförmige Träger an seinem distalen Ende eine kegelförmige oder keilförmige Spitze aufweist.

75. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die axiale Länge der Elektroden (2, 4) größer ist als die axiale Länge des vom Isolationselement (50) belegten Längenabschnitts.

76. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die axiale Länge der Elektroden (2, 4) größer ist als der Außendurchmesser des Frontzylinders (10) bzw. des Außenleiters (20).

77. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der axiale Abstand der Elektroden (2, 4) voneinander etwa gleich oder kleiner ist als der Außendurchmesser des Frontzylinders (10).

78. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das bzw. die selbst-

tragenden Metallrohre oder Rohrabschnitte (70, 80, 82, 84) und/oder der metallische Zylinderkörper (10), die zur Ausbildung der Elektroden (2, 4) vorgesehen sind, aus Titan oder Aluminium bestehen, und dass die Isolierschichten (86, 87; 50, 52, 54), welche auf dem metallischen Rohr bzw. den metallischen Rohrabschnitten vorgesehen sind durch anodische Oxidation der Metalloberfläche im Elektrolytbad aufgebracht sind.

79. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 78, dadurch gekennzeichnet, dass das metallische Rohr bzw. die metallischen Rohrabschnitte (70, 80, 82, 84) und/oder metallische Zylinderkörper (10) als Anode in einem Elektrolyten, beispielsweise  $\text{H}_2\text{SO}_4$  (Schwefelsäure) bzw.  $\text{H}_3\text{PO}_4$  (Phosphorsäure), und eine Hilfselektrode als Kathode geschaltet und an eine entsprechende Gleichspannung gelegt sind.

80. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach dem vorhergehenden Anspruch, dadurch gekennzeichnet, dass Teile des metallischen Rohrs bzw. der metallischen Rohrabschnitte (70, 80, 82, 84) oder des metallischen Zylinderkörpers (10), die nicht mit einer Oxidationsschicht versehen werden, mit Kunststoffschichten oder Kunststoffschläuchen maskiert werden, und dass anschließend die Oxidation des Aluminiums oder Titans mittels Elektrolyse erfolgt.

81. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Anschlussleitungen (90) zum Anschließen der Elektroden (2, 4) am einen Ende einen Abschnitt aus Federmetall aufweist, der sich im Hohlkanal radial auswärts gegen die Innenfläche der Elektroden (2, 4) verklemmt.

82. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument nach Anspruch 81, dadurch gekennzeichnet, dass der Federmetall-Abschnitt des/der Anschlussleitungen zu einer Spiralfeder (92) gewickelt ist, die im Hohlkanal (77) unter Ausübung radialer Kräfte nach außen gegen die Innenfläche der Elektroden (2, 4)

selbstklemmend anliegt.

83. Elektrodenanordnung für ein chirurgisches Instrument zur elektrothermischen Koagulation im Gewebe, mit zwei Elektroden (2, 4) und zwei Anschlußleitungen (90) zum Anschließen der Elektroden an eine Wechselspannungsquelle, und mit mindestens einem metallischen Rohr- oder Rohrabschnitt, welche die Elektrode(n) bilden, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Anschlußleitungen (90) an einem Ende einen Abschnitt aus Federmetall aufweist, der sich im Hohlkanal des Rohrs oder Rohrabschnittes radial auswärts gegen die Innenfläche des Rohres oder Rohrabschnittes verklemmt.

84. Elektrodenanordnung nach Anspruch 83, dadurch gekennzeichnet, dass der Federmetall-Abschnitt des/der Anschlußleitungen zu einer Spiralfeder (92) gewickelt ist, die im Hohlkanal (77) des Rohrs oder Rohrabschnitts unter Ausübung radialer Kräfte nach außen gegen die Innenfläche des Rohrs oder des Rohrabschnitts selbstklemmend anliegt.

85. Elektrodenanordnung nach Anspruch 83 oder 84, dadurch gekennzeichnet, dass der an der Innenwand des Rohrs oder Rohrabschnitts anliegende Federmetallabschnitt zusätzlich mit einem leitenden Kleber oder einem Lot mit der Innenfläche des Rohrs oder des Rohrabschnitts verbunden ist.



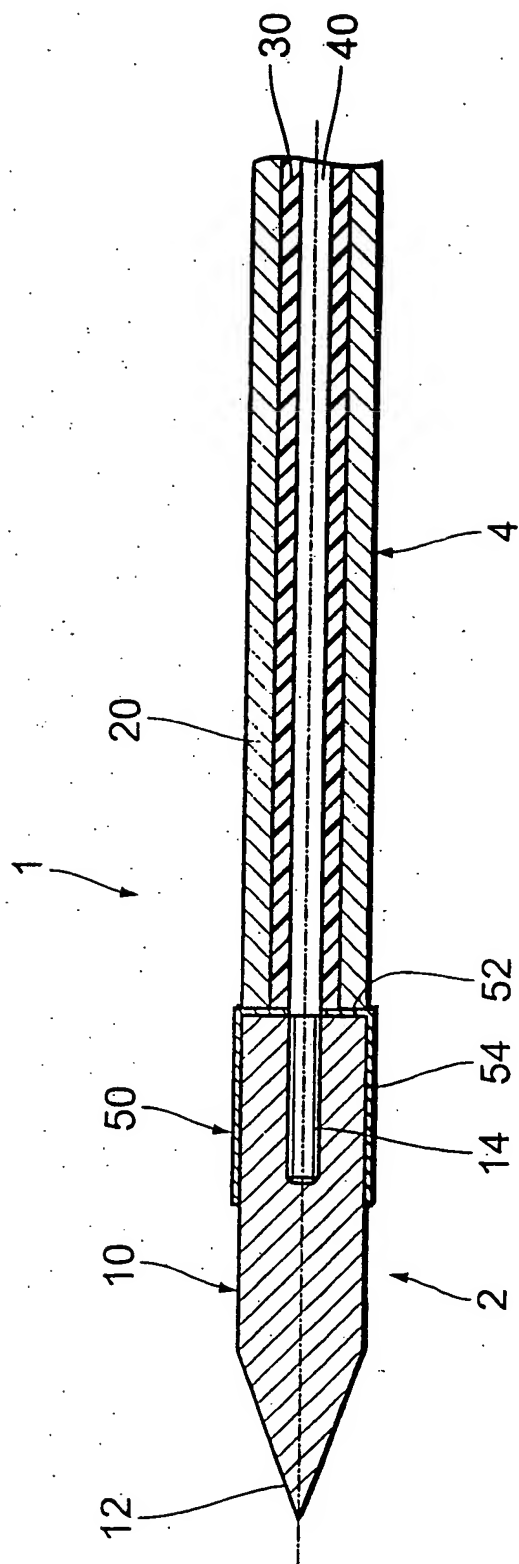


Fig. 1

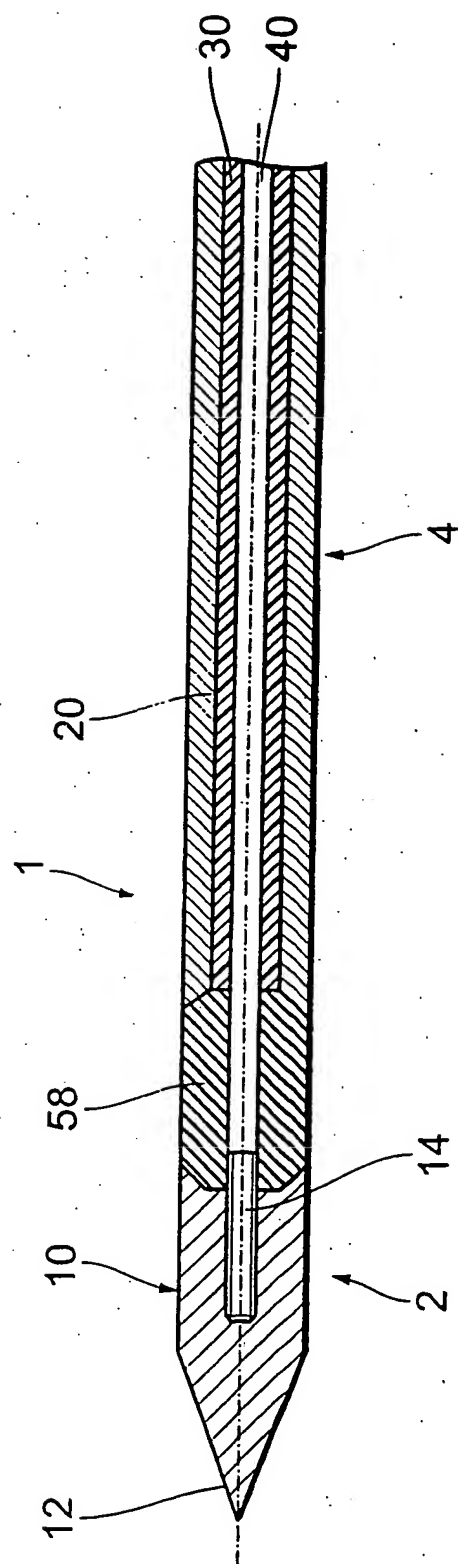


Fig. 2

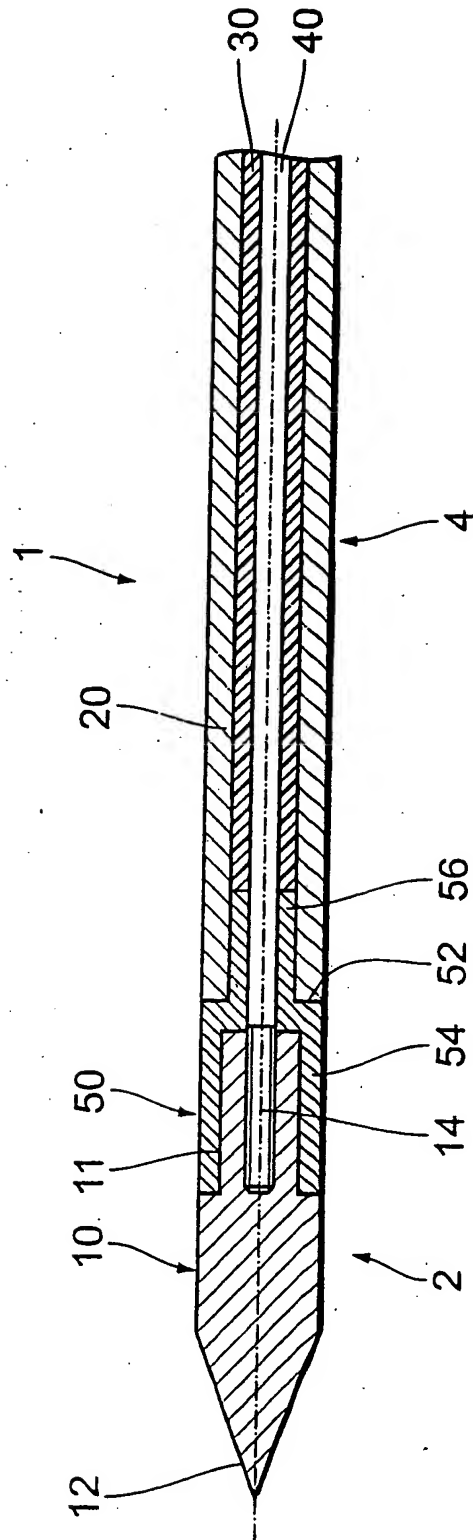


Fig. 3

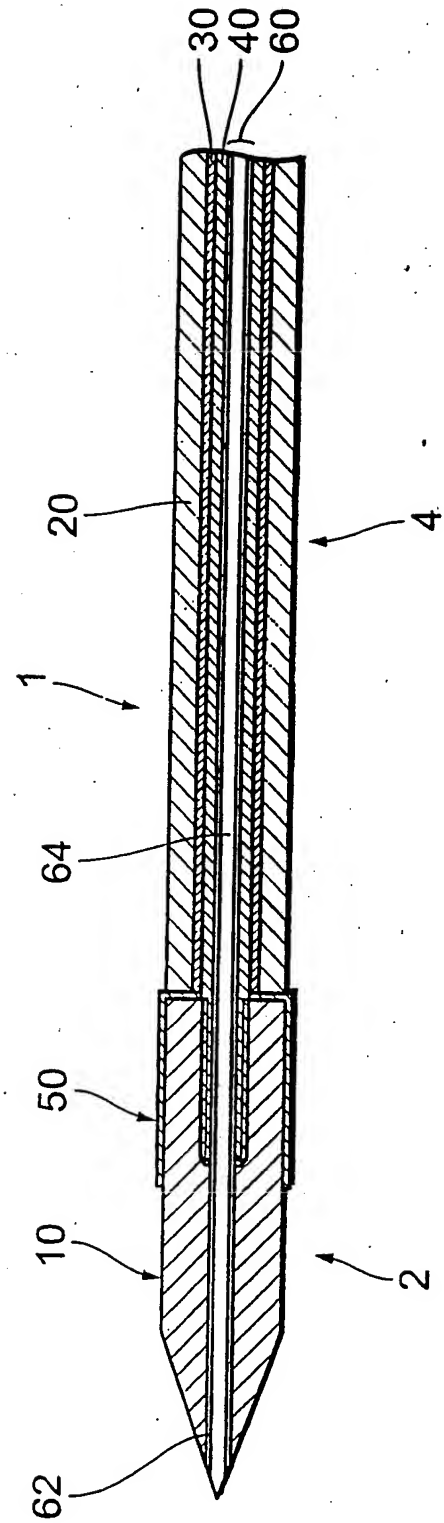


Fig. 4

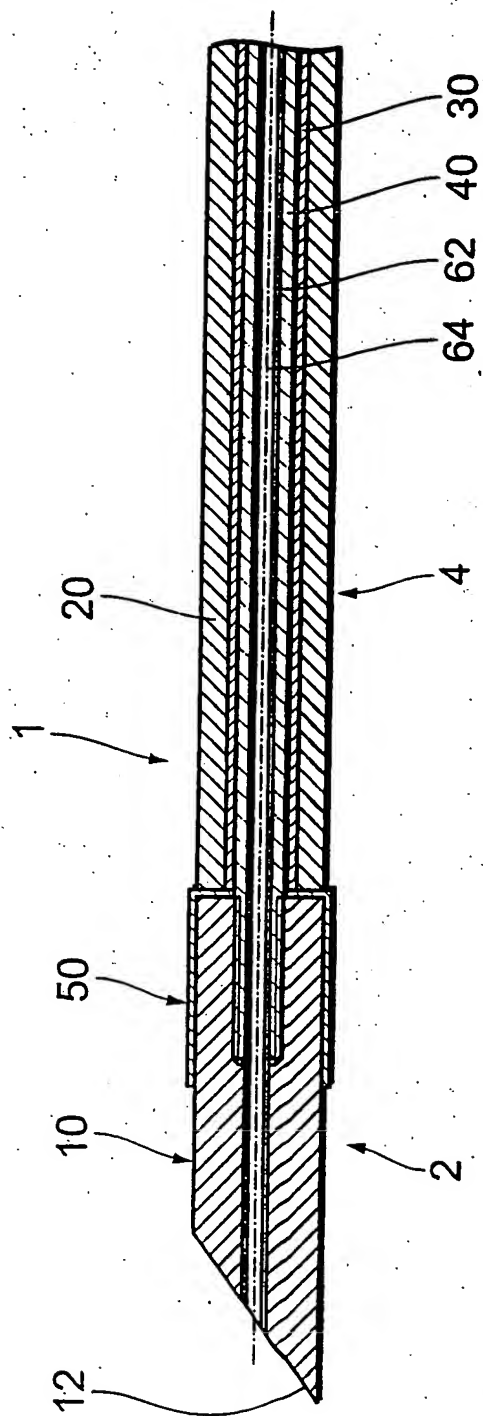


Fig. 5

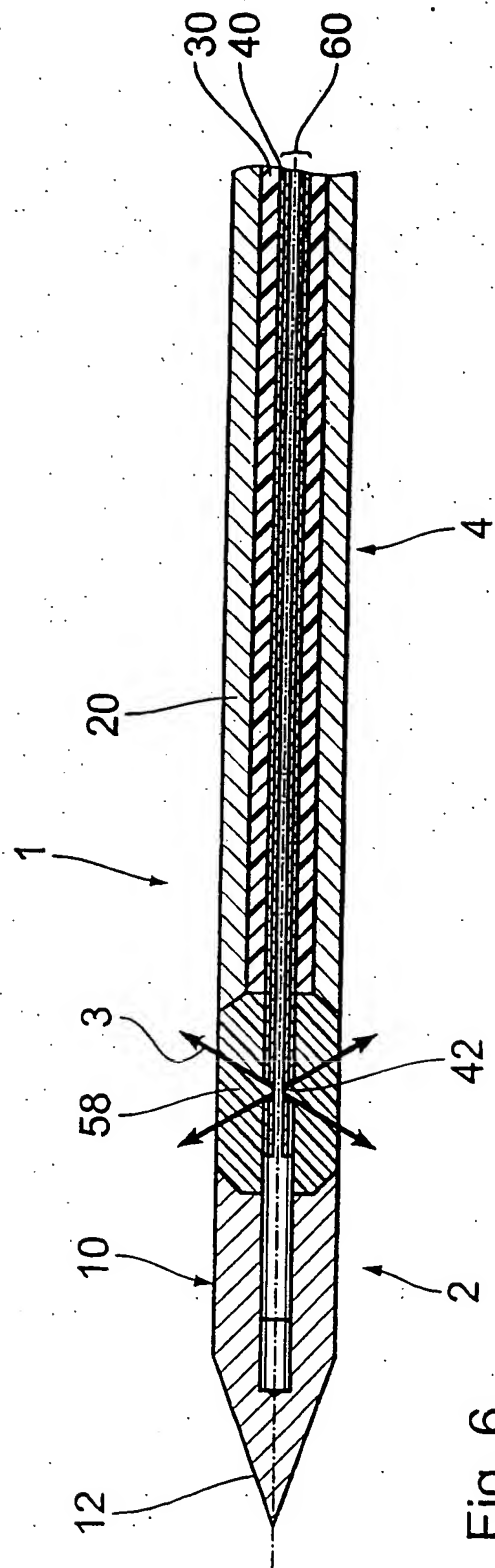


Fig. 6

4/15

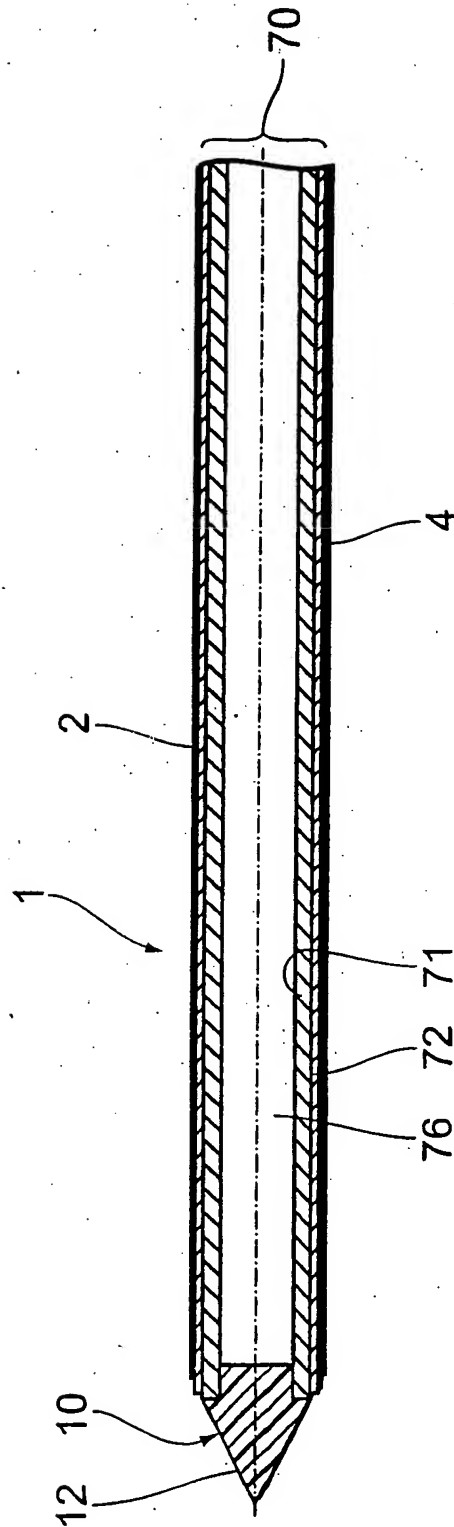


Fig. 7

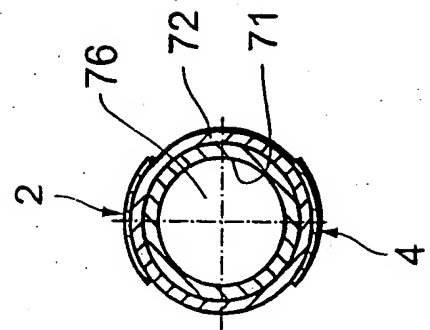


Fig. 8

5/15

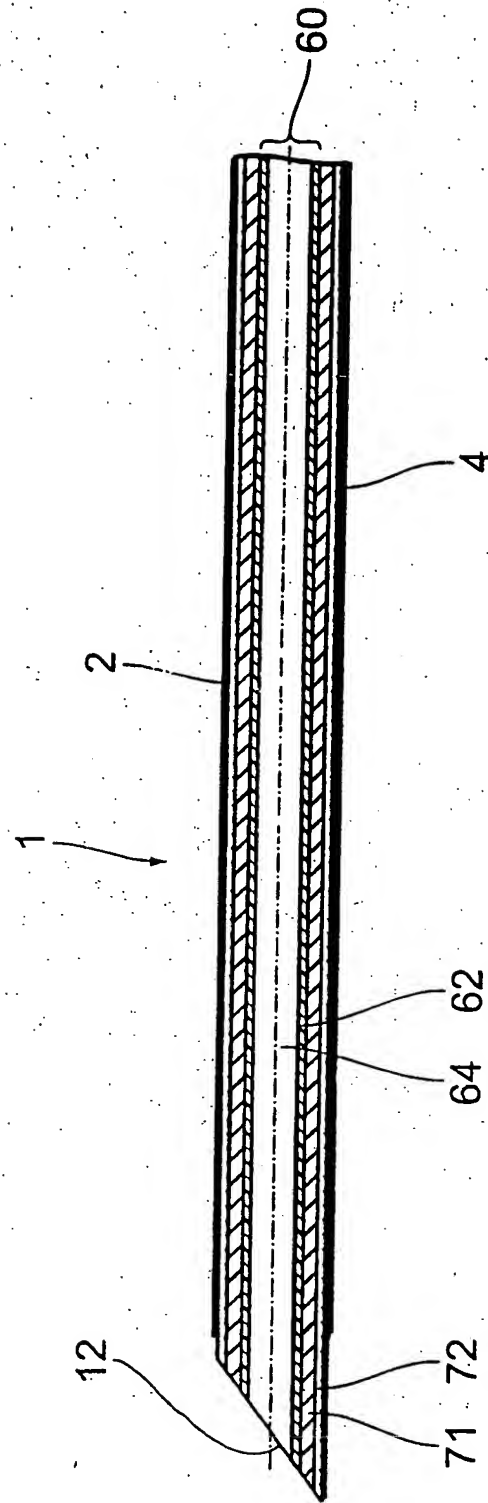


Fig. 9

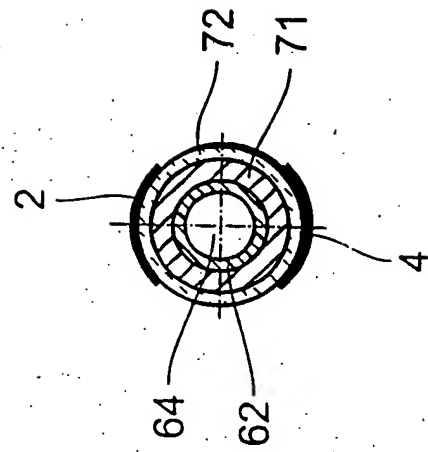


Fig. 10

6/15

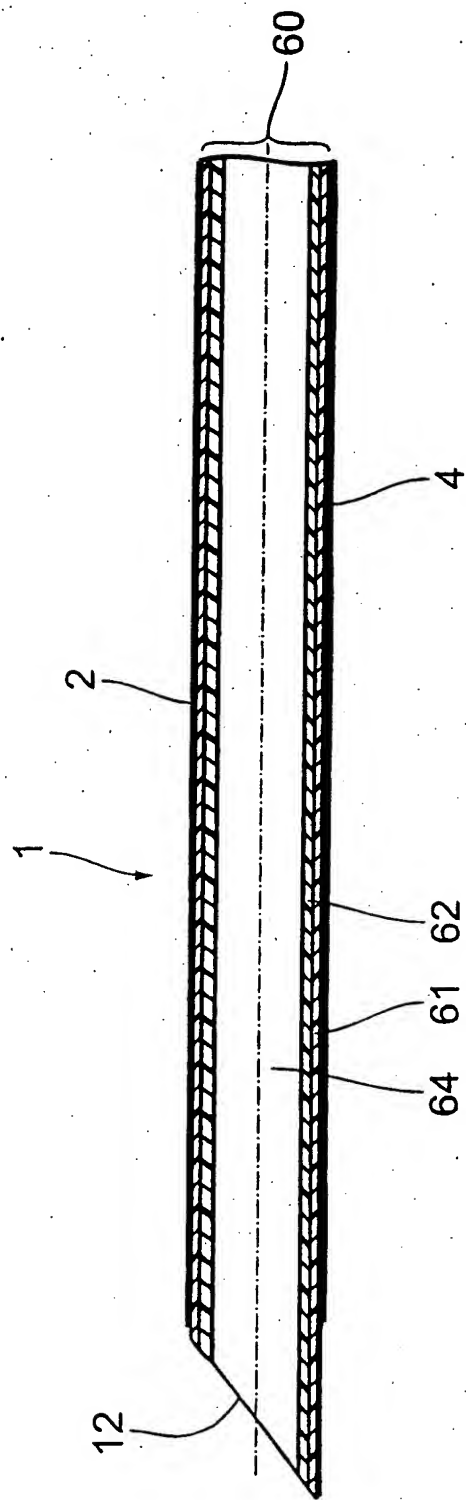


Fig. 11

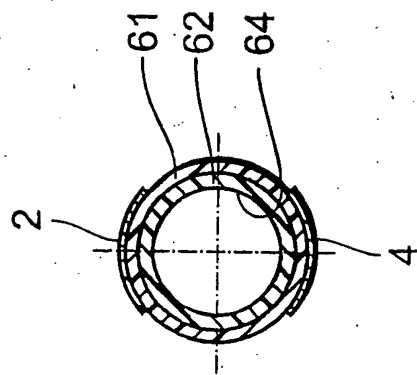


Fig. 12

7/15

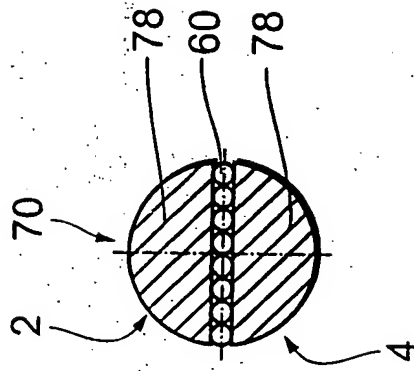


Fig. 13

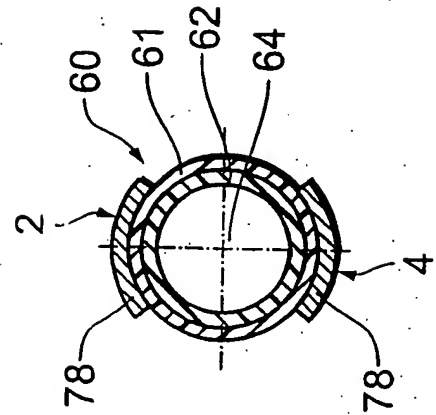


Fig. 14

8/15

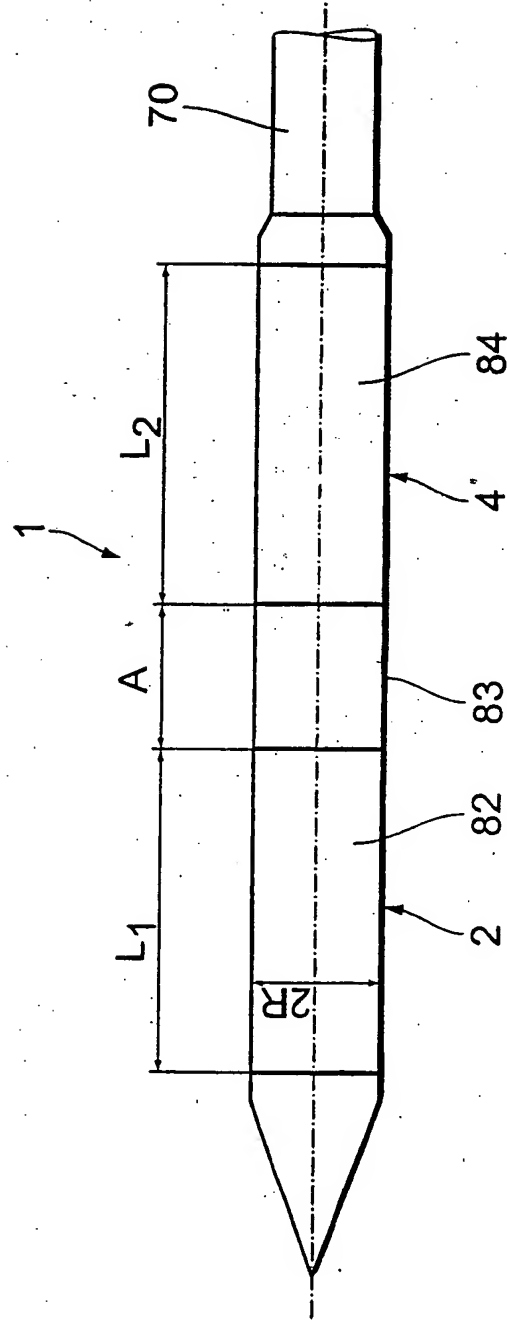


Fig. 15

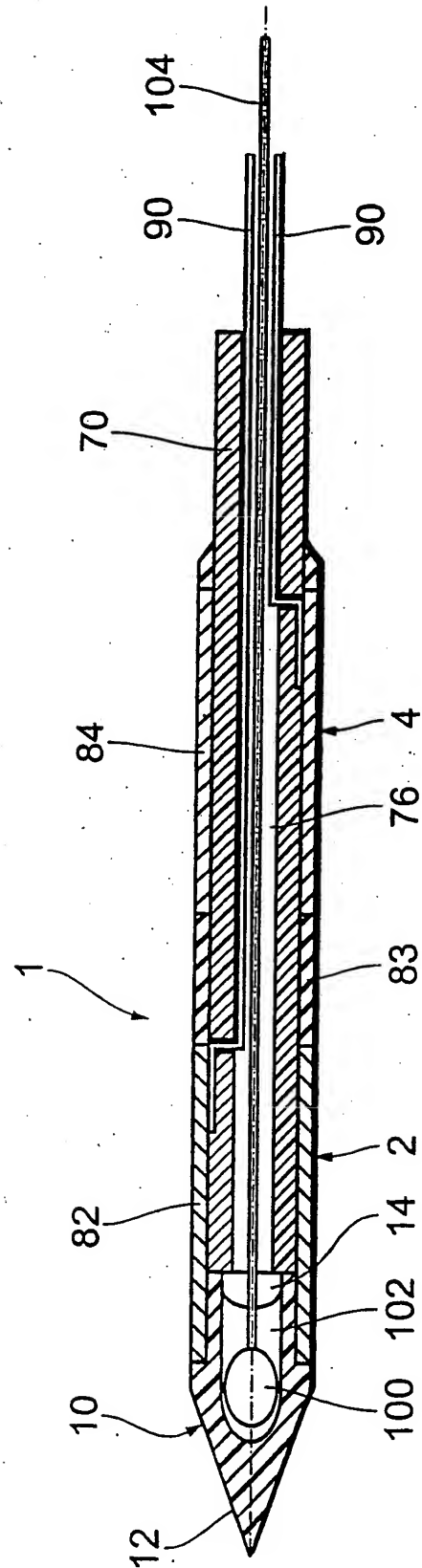


Fig. 16



9/15

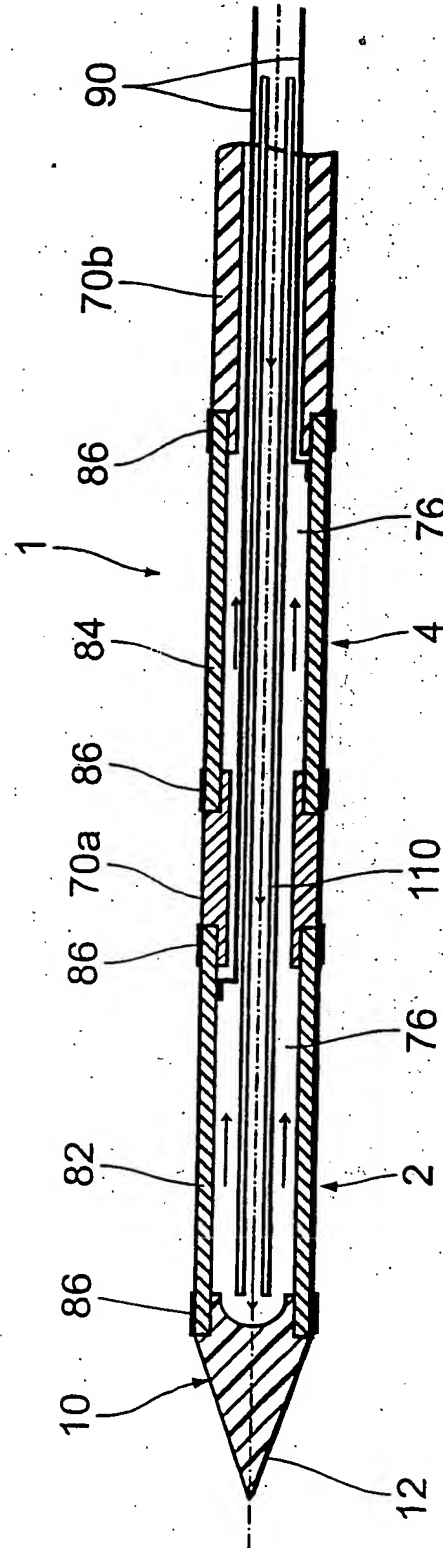


Fig. 17

10/15

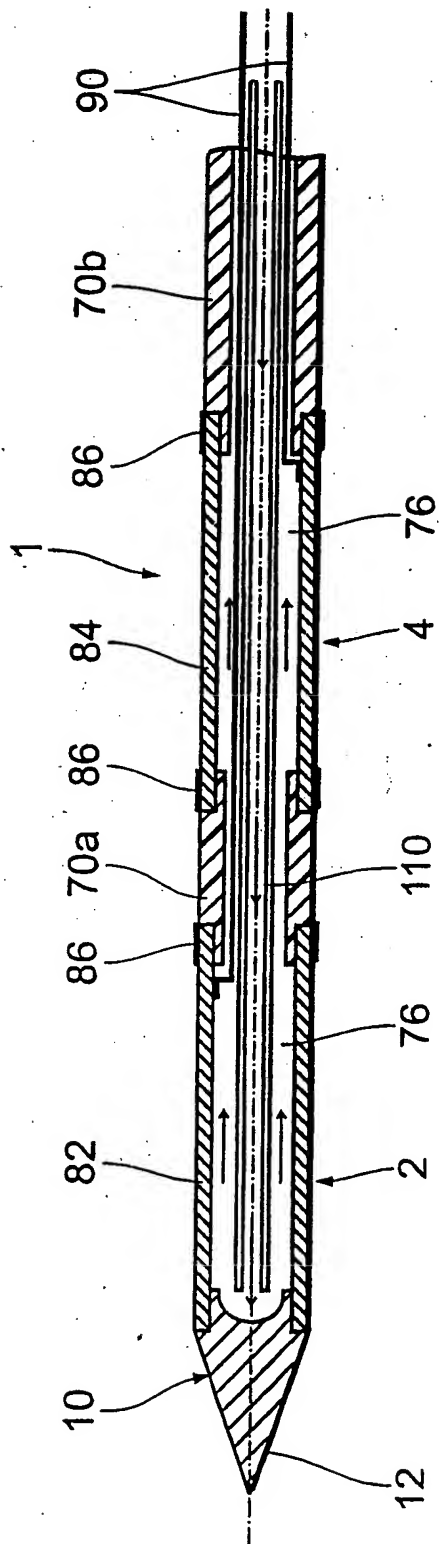


Fig. 18

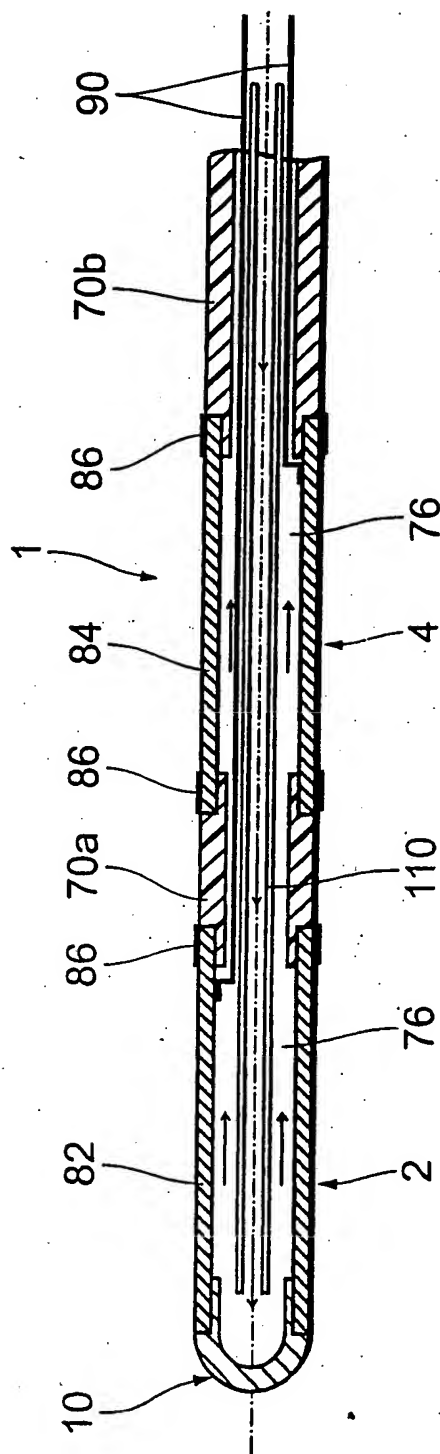


Fig. 19

11/15

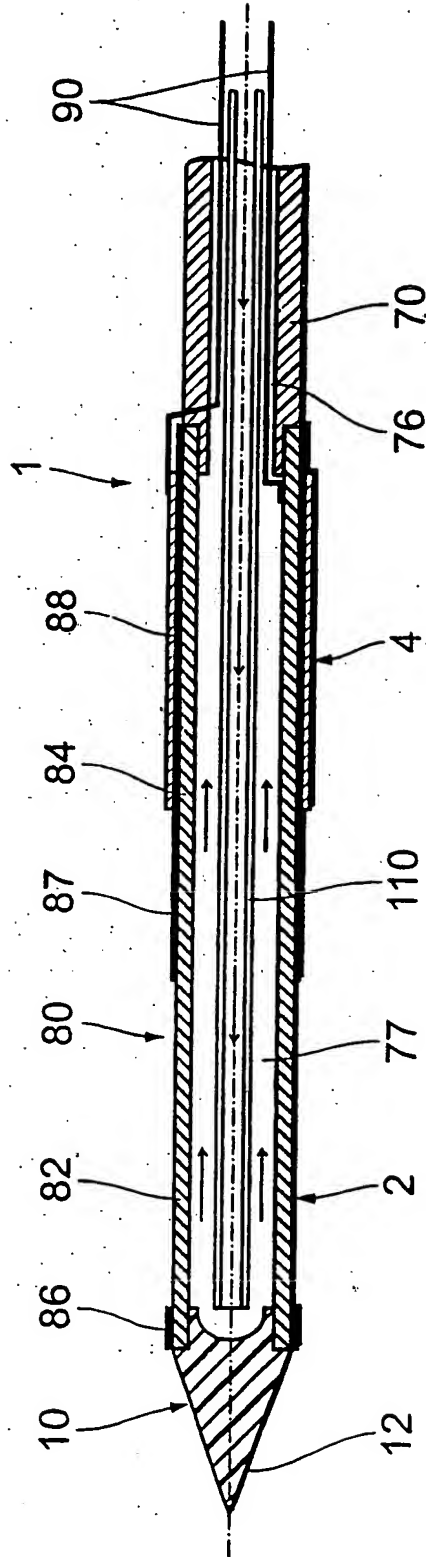


Fig. 20

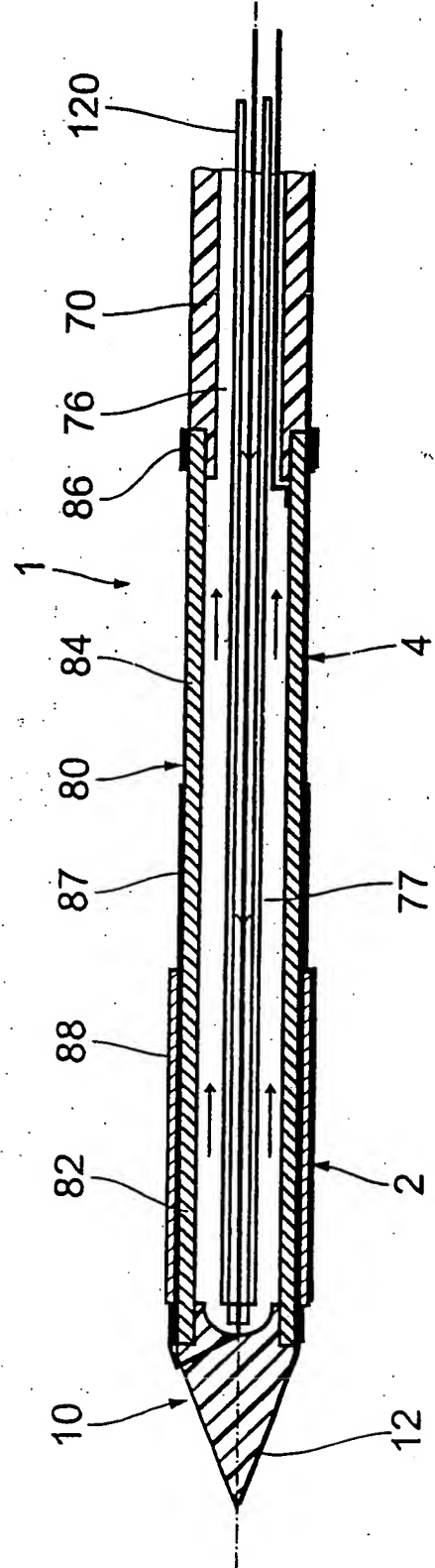


Fig. 21

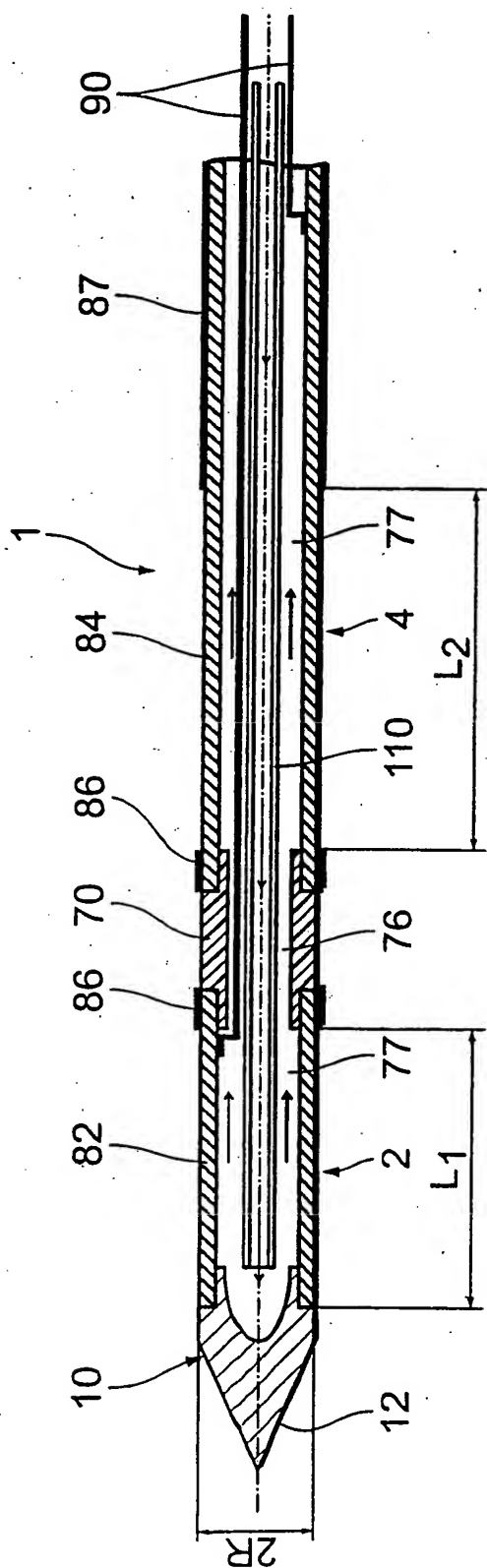


Fig. 22

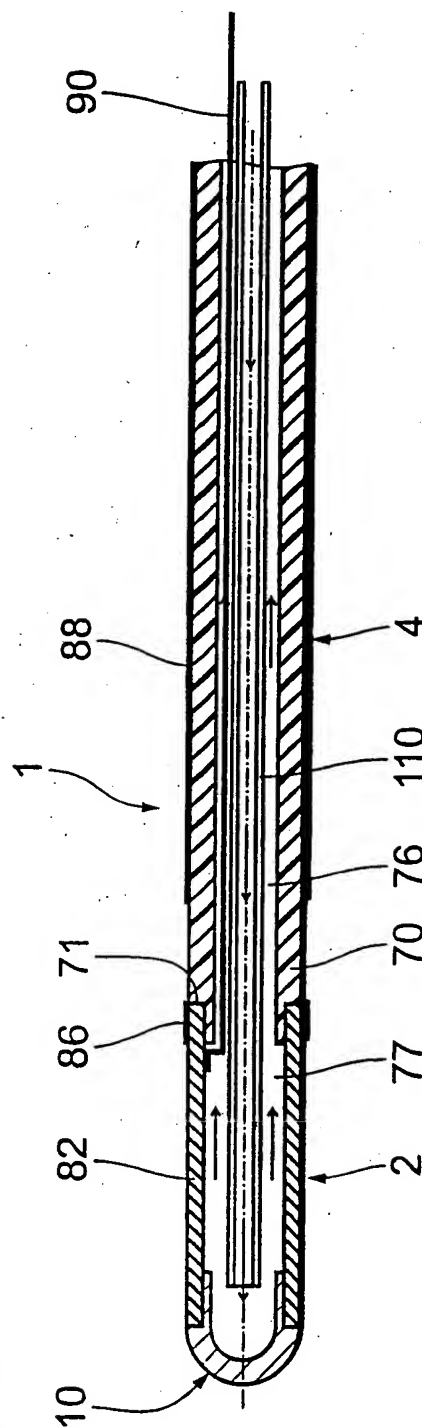


Fig. 23

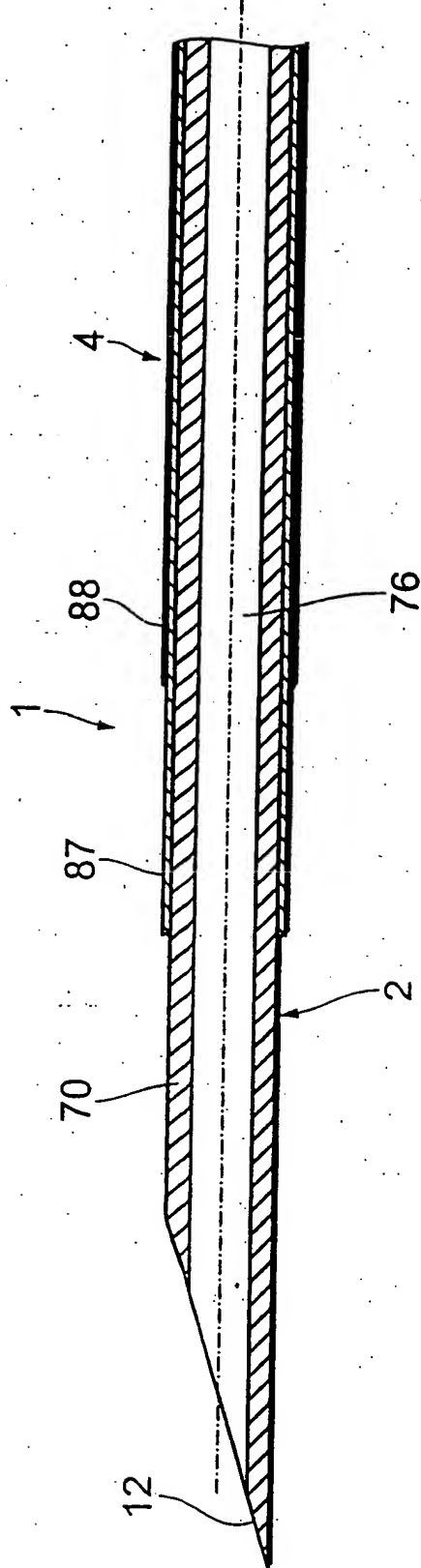


Fig. 24

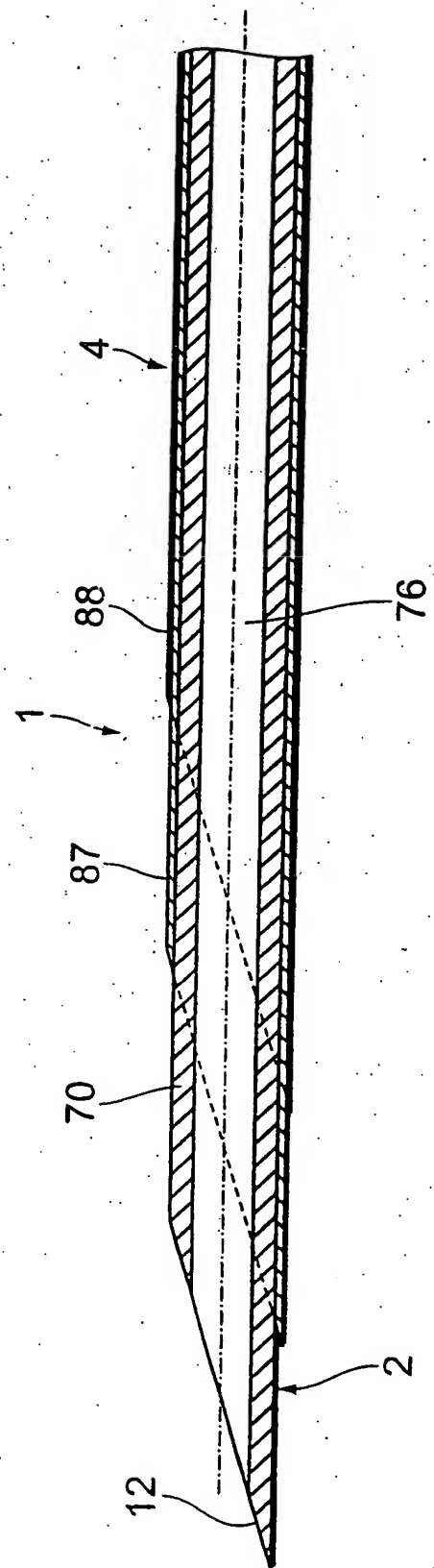


Fig. 25

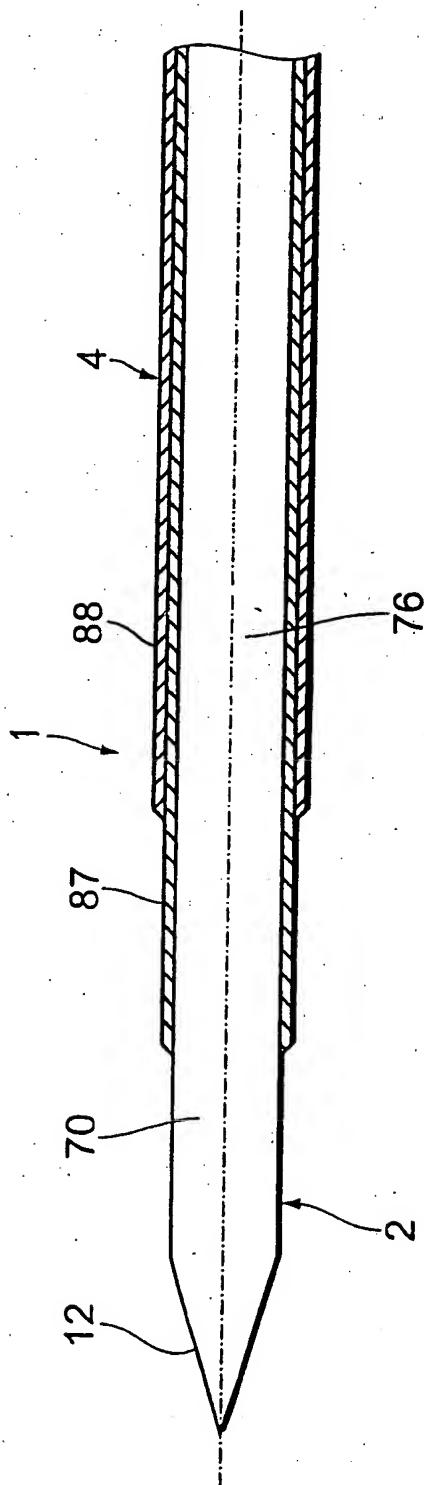


Fig. 26

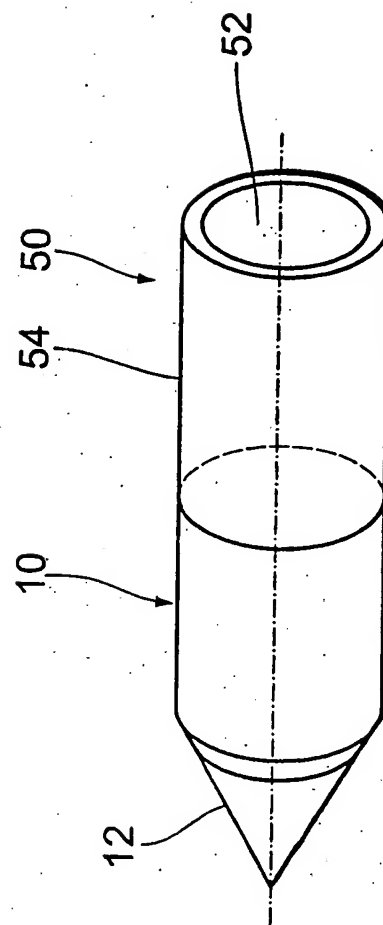


Fig. 27

15/15

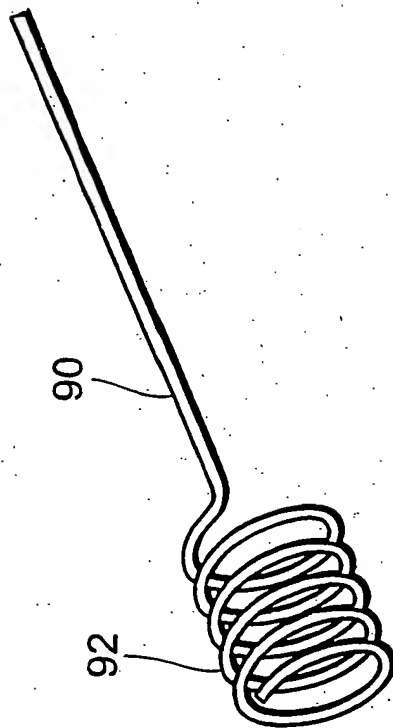


Fig. 28

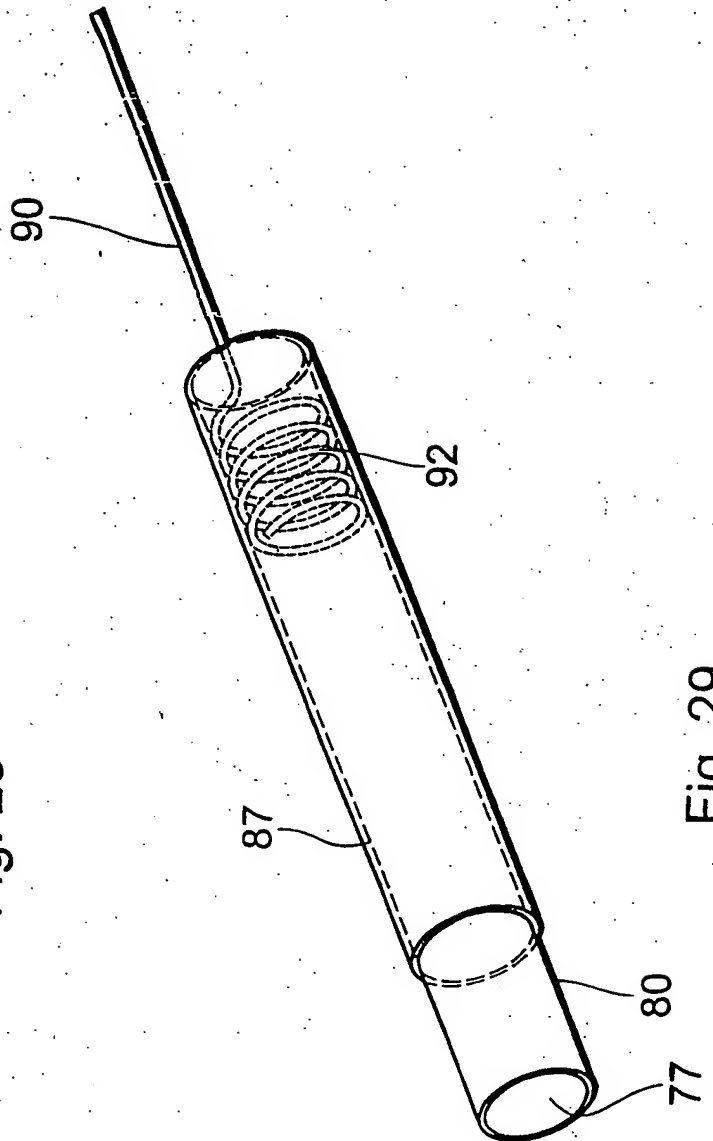


Fig. 29

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☒ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**